

**ANALYSE UND ERGEBNISSE NACH
AUSTAUSCHOPERATIONEN
VON HÜFTENDOPROTHESEN**

Robert A. Droog

**ANALYSE UND ERGEBNISSE NACH
AUSTAUSCHOPERATIONEN
VON HÜFTENDOPROTHESEN**

Robert A. Droog

Malay, 1939

Aus der chirurgischen Abteilung
des Kreiskrankenhaus Siegen, Haus Siegen
(Chefarzt Dr. R. Schultze)

**ANALYSE UND ERGEBNISSE NACH
AUSTAUSCHOPERATIONEN
VON HÜFTENDOPROTHESEN**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz,
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

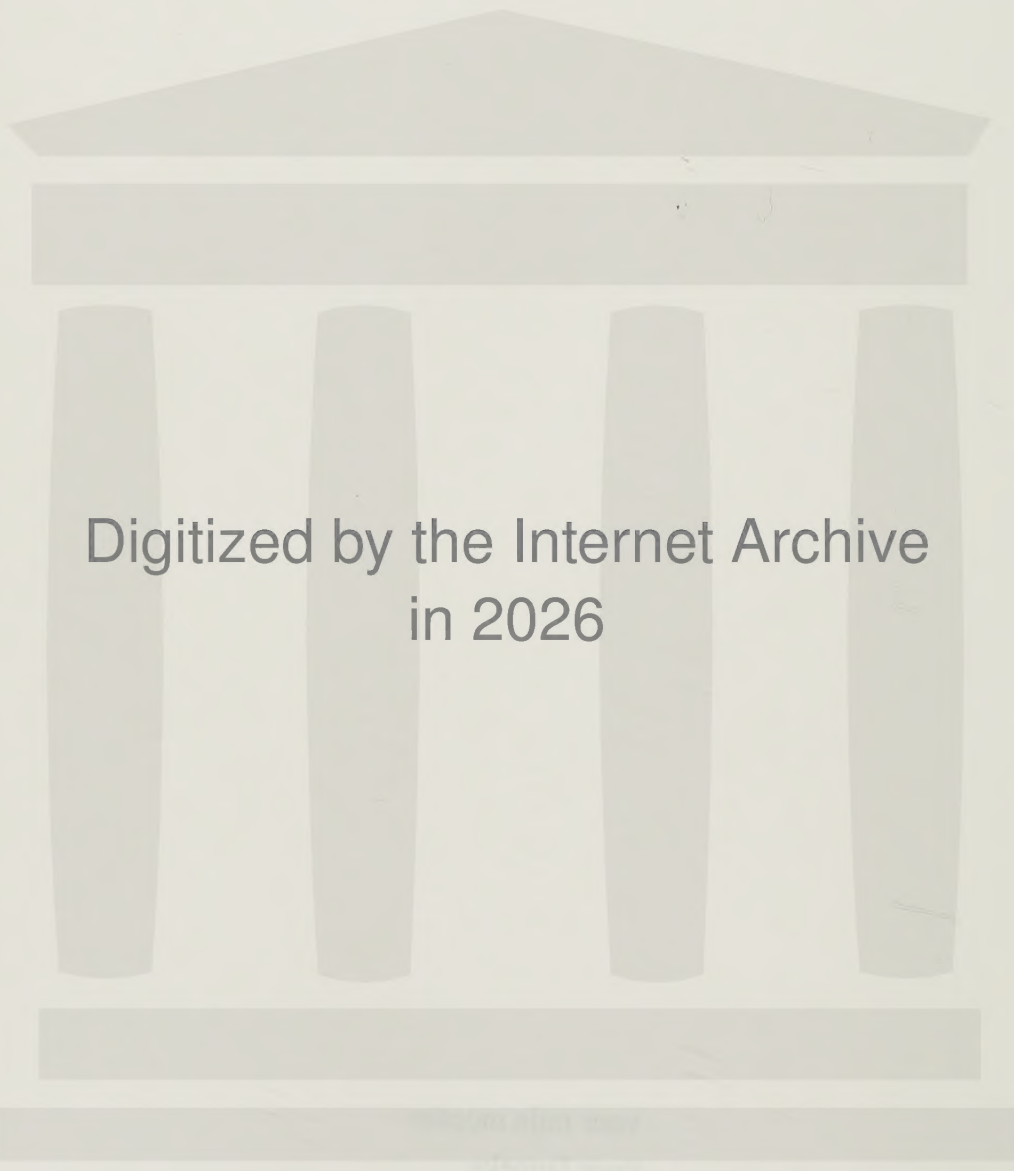
von Robert A. Droog
aus Amsterdam

Mainz, 1989

Dekan:	Prof. Dr. M. Thelen
1. Gutachter:	Prof. Dr. J. Ahlers
2. Gutachter:	Prof. Dr. P. Kirschner
Tag der Promotion;	25.04.1990

voor mijn moeder
voor Janneke
voor onze kinderen

ter nagedachtenis aan mijn vader



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554422_0015

1. INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	2
2. Historische Entwicklung der Hüftprothesen	5
2.1 Heutiger Stand der zementfreien Hüftendoprothetik	10
2.1.1 Prothesengeometrie	13
2.1.2 Oberflächenbeschaffenheit	17
2.1.3 Materialeigenschaften	20
3. Eigene Operationstechnik	23
3.1 Postoperatives Vorgehen	24
4. Eigenes Patientengut	25
4.1 Intra- und postoperative Komplikationen	30
5. Material und Methodik	31
6. Ergebnisse	41
6.1 Klinische Ergebnisse	41
6.1.1 Subjektive Patientenangaben	41
6.1.2 Objektive Untersuchungsbefunde	41
6.2 Röntgenologische Ergebnisse	48
7. Diskussion	55
8. Zusammenfassung	67
9. Samenvatting	69
10. Anhang	71
11. Literaturverzeichnis	74
Lebenslauf	

1. EINLEITUNG

Das Ersetzen eines Hüftgelenkes durch eine Totalendoprothese ist in den letzten Jahrzehnten zu einem Standardverfahren geworden bei der Behandlung der Arthrosis deformans des Hüftgelenks und der medialen Schenkelhalsfraktur bei älteren Menschen. Seit der Einführung der "low friction arthroplasty of the hip" durch Charnley werden weltweit eine ständig zunehmende Zahl von Totalendoprothesen implantiert. Man berichtet über eine Zahl von 2.500.000 Menschen, die eine Totalendoprothese tragen (GEESINK, 1988). Jährlich werden ca. 400.000 Totalendoprothesen implantiert, davon ca. 30.000 in der Bundesrepublik Deutschland (WELLER, 1984).

Eine der schwerwiegendsten Komplikationen des Hüftgelenkersatzes ist die Prothesenlockerung. Nach längerer Laufzeit werden eine zunehmende Zahl der Prothesen locker. Die Angaben in der Literatur über Lockerungsraten nach zehnjährige Laufzeit variieren stark, je nachdem wie die Lockerung definiert wird. Die Reoperationsrate allein repräsentiert nicht die Anzahl der gelockerten Prothesen, da viele, vor allem ältere Patienten aus medizinischen oder anderen Gründen trotz klinischer und radiologischer Anzeichen für eine Lockerung nicht reoperiert werden. Radiologische Lockerungszeichen sind nicht unbedingt mit klinischer Symptomatik verbunden, noch sind sie absolute Indikationen für eine Austauschoperation (OHLSSON et al, 1981, BÖSCH et al, 1980).

Reoperationsraten nach zehnjährigem follow-up von zementierten Totalendoprothesen variieren zwischen 1,6% (WROBLEWSKI, 1986, CHARNLEY, 1983) und 46 % (ALMBY und HIERTON, 1982), radiologische Lockerungsraten werden zwischen 7% (SALVATI et al, 1981) und 93% (CHANDLER et al, 1981) angegeben.

Eine Lockerung zeigt sich klinisch in einer verminderten Belastbarkeit des Hüftgelenks und in dem Auftreten von Schmerzen.



Als einzige erfolgversprechende Therapiemöglichkeit gilt der Prothesenwechsel. War im vorigen Jahrzehnt die Entfernung der Prothese unter Belassung des Hüftgelenks ohne Hüftkopf, also die "Girdlestone Operation", ein oft praktiziertes Verfahren, so ist in den letzten zehn Jahren die Austauschoperation das Mittel der Wahl geworden. Eine Girdlestone Operation wird heute nur noch bei Verlust von zuviel Knochensubstanz bzw. hartnäckigen therapieresistenten Infektionen der Prothese durchgeführt. (MILEY et al, 1982, WALLENSTEIN und OLSEN, 1982)

Die Austauschoperation ist eine technisch schwierige und für den Patienten oft stark belastende Operation, die mit einer erhöhten Zahl von Komplikationen behaftet ist (AMSTUTZ et al, 1982, HOOGLAND et al, 1981). Erschwerend kommt noch das höhere Lebensalter der Patienten hinzu, die meist schon im siebten und achten Dezennium sind. Während die Langzeitergebnisse nach Primärimplantationen vielfach publiziert sind, erschienen erst in den letzten Jahren einzelne Veröffentlichungen über Langzeitergebnisse nach Austauschoperationen. Daher erscheint es notwendig, weitere Studien über die Ergebnisse nach Austauschoperationen mit den Zielsetzungen zu erstellen :

1. Verschiedene neue Prothesenmodelle (mit oder ohne Zement implantiert) mit den bewährten Prothesenmodellen vergleichen zu können.
2. Operationstechniken und Prothesen zur Erstoperation so zu modifizieren, damit evtl. erforderliche Austauschoperationen einfacher werden.
3. Die Operationsresultate eines Kreiskrankenhauses mit unselektioniertem Patientengut mit denen der spezialisierten Kliniken mit teilweise vorselektionierten Fällen zu vergleichen.
4. Exaktere Abgrenzung der Indikation zur Austauschoperation bei älteren Menschen

In der vorliegenden Arbeit wird über eine retrospektive Studie von 63 Patienten berichtet, wovon 50 nachuntersucht werden konnten. Die Untersuchung wurde dadurch begünstigt, daß alle Patienten vom gleichen Operateur operiert wurden, daß ein einheitliches Prothesenmodell zum Austausch eingesetzt wurde und daß keine Vorauswahl der Patienten stattgefunden hatte. Auch erscheint der Vergleich zwischen Patientengut, Operationstechnik und Ergebnissen zwischen einem Kreiskrankenhaus und Universitätskliniken, aus denen die meisten Studien stammen, angebracht.

2. HISTORISCHE ENTWICKLUNG DER HÜFTPROTHESEN

Der Versuch ein durch Arthrose deformiertes Hüftgelenk durch künstliche Implantate zu ersetzen, wurde schon 1840 durch Carnochan aus New York gemacht, er implantierte ein Stück Holz in ein Kiefergelenk. Verschiedene Experimenten wurden von Verneuil 1860 durchgeführt, auch er hat Gewebe zwischen die Knochenende eingebracht um die erneute Versteifung zu verhindern. Damit wurde die Ära der Interpositionsplastiken eingeleitet.

Ein anderes Verfahren wurde von dem Berliner Chirurgen Glück entwickelt. 1890 implantierte er erstmalig ein künstliches Gelenk. Bei einem 19jährigen Patienten hat er ein durch Pilzbefall destruiertes Handgelenk durch ein Gelenk aus Elfenbein ersetzt. Bei einem anderen Patient ersetzte er ein Kniegelenk durch zwei solide in die Markhöhlen eingerammten Elfenbeinzylinder, die durch ein Scharnierteil verbunden waren. Sein Verfahren mußte jedoch scheitern, da sein Prothesenmaterial nicht dauerhaft zu verankern und Infektionen nicht zu verhindern waren. Trotzdem kann man ihn als Wegbereiter der Endoprothetik betrachten (ZIPPEL und MEYER-RALFS, 1975).

Waren es in der nachfolgende Zeit hauptsächlich autologe Materialien, Faszie (PAYR, 1910)¹, Unterhautfettgewebe (LEXER, 1924)¹ und Haut (REHN, 1934)¹, so wurde mehr und mehr auch alloplastisches Material erprobt. SMITH-PETERSON setzte 1923 eine Kappe aus Glas als Interposition ein. Später benutzten er und viele andere Viskaloid und Bakelit (FRIEDEBOLD, 1984). Diese Interpositionsplastiken wurden erst erfolgreich, als SMITH-PETERSON 1939 eine biokompatible Legierung aus Kobalt, Chrom und Molybdän für seinen 'cup' (Hüftkopfkappe) benutzte. Ein deutlicher Fortschritt war die 1945 entwickelte Kopfprothese von den Gebrüdern ROBERT und JEAN JUDET.

Sie verwendeten eine Prothese aus dem Kunstharz Polymaethylmethacrylat. Diese Prothese besaß einen Kopf und einen Stift, der durch das Trochantermassiv geschlagen wurde. Später wurde dieser Stift mit einem Metallstift verstärkt. Trotz dieser Verstärkung kam es häufig zu Materialbrüchen. Sie nannte ihre Operation die "Resection-reconstruction" des Hüftgelenks. Die Judet-Kopfprothese wurde nicht nur erfolgreich bei Arthrosis deformans eingesetzt, sondern auch bei Schenkelhalsbrüchen. (NEDERVEEN, 1956).

1 zitiert nach FRIEDEBOLD (1984).

Eine Weiterentwicklung dieser Kopfprothesen waren die cervico-capitalen Prothesen nach MERLE D'AUBIGNE, GOSSET und RETTIG, alle mit Polymaethylmethacrylatköpfen (FRIEDEMANN, 1984).

In den USA entwickelten MOORE (1953), EICHER (1963) und THOMPSON (1966) unabhängig voneinander Kopfhalsprothesen aus Metallegierungen. Alle diese Prothesen hatten gemeinsam, daß der Prothesenkopf mit dem natürlichen Pfannenknorpel artikulierte, obwohl dieser in vielen Fällen ebenfalls pathologisch verändert war.

Hierin lag die Hauptursache für die oft schlechten Spätergebnisse der Hemiarthroplastiken. Für die Weiterentwicklung war es deswegen notwendig, daß eine Totalprothese mit Ersatz beider Gelenkflächen entwickelt wurde.

Im Jahr 1958 implantierte JOHN CHARNLEY erstmalig eine Moore-Prothese zusammen mit einer Teflonpfanne. Die Frühresultate waren sehr gut, aber nach einem Jahr traten zunehmend Lockerungen auf. Um das Reibungsmoment zu verringern, verkleinerte er den Kopfdurchmesser auf 22 Millimeter. Bei dem kleinen Kopfdurchmesser entstand jedoch eine Druckerhöhung die die kritische Elastizitätsgrenze des Teflons überstieg und so zu einer dauerhaften Verformung 'cold-flow' (Kaltfluß) führte. Im Laufe von 1 bis 3 Jahren wanderte der Prothesenkopf durch die Teflonschale. Ungefähr 300 Prothesen mit Teflonschale wurden von CHARNLEY implantiert, bevor er das Teflon durch Polyäthylen ersetzte.

CHARNLEY verwendete 1960 als erster Polymaethylmethacrylat- Knochenzement. Acrylzement wurde schon 1843 synthetisiert, aber erst 1937 in der Zahnmedizin am menschlichen Körper erprobt. CHARNLEY erwartete durch die Zementierung eine gleichmäßigere Druckverteilung der Prothese auf den Knochen. Er betonte die Wichtigkeit einer guten Zementtechnik für erfolgreiche Hüftarthroplastiken: "Any surgeon who thinks of cement as a glue is doomed to failure" (zitiert durch OLDER 1986).

M.E. MÜLLER verwendete ab 1961 geringfügig modifizierte Charnley-Prothesen. Er bevorzugte ein Kopfdurchmesser von 32 Millimetern (RUCKELSHAUSEN, 1973).

Fast gleichzeitig mit CHARNLEY's 'low-friction' Prothesen entwickelte MCKEE eine Metallprothese mit Metallpfanne. Zunächst benutzte er 1956 eine Thompson-Prothese und eine Metallpfanne mit angegossener kurzer Schraube, die in das Acetabulum eingeschraubt wurde.

Entgegen allen Erfahrungen aus der Lagertechnik, die eine Paarung gleicher Metallegierungen in einem Lager verbietet, hatte diese Prothese viel Erfolg. Die Aufrauung der Oberfläche, die eine zunehmende Blockierung zu Folge hat, war überraschend gering. Eine ähnliche Prothese mit Metallkopf und -pfanne war die Ringprothese. Diese Modelle dürfen heute als überholt angesehen werden.

Der Erfolg der 'low-friction' Prothese führte zur Entwicklung vieler zementierbarer Metallkopfprothesen mit Polyäthylenpfannen, die sich im wesentlichen nur in Kopfdurchmesser, Form und Stärke der Schäfte unterscheiden. Im deutschsprachigen Raum sind die bekanntesten dieser Prothesen die Modelle nach MÜLLER, nach BUCHHOLZ und nach LUBINUS (RUCKELSHAUSEN, 1973).

Aus den Bemühungen, den Reibungskoeffizient weiter zu senken, entwickelten WEBER und HUGGLER in 1968 eine Prothese mit Metallschaft und einer Polyäthylenkugel, die auf einer zylindrischen Lagerfläche sitzt und in eine Metallpfanne paßt. Die Kugel dreht sich auf dem Prothesenhals und in der Pfanne. Durch zwei Lagerflächen sollte der Verschleiß verringert werden. Diese Prothese konnte sich aber in den weiteren Jahren nicht durchsetzen.

Mit der klinischen routinemäßigen Anwendung von Knochenzement zur Fixation von Prothesen erfuhr der Gelenkersatz einen stürmischen Aufschwung und weite Verbreitung in der ganzen Welt. Der entscheidende Vorteil in der Verwendung von Knochenzement ist, daß die Druck- und Scherkräfte auf den Knochen um ein Faktor 30 vermindert werden konnten. Dies ermöglicht die sofortige postoperative Frühmobilisation und Belastung des operierten Gelenk. Dieses ist besonders für den Patienten mit höherem Lebensalter, von unschätzbaren Wert.

Weitere Vorteile von Knochenzement sind dessen günstige Verarbeitungseigenschaften, einfache Operationstechnik, Möglichkeit des Antibiotikazusatzes zur Senkung postoperativer Infektionen infolge bakterieller Kontamination des Knochenlagers, sowie befriedigende Langzeitergebnisse bei Patienten mit höherem Lebensalter, falls keine Frühkomplikationen auftreten. Die Nachteile bei der Benutzung von Knochenzement liegen in der hohen Zahl aseptischer Lockerungen vor allem bei jüngeren aktiven Patienten und das Auftreten von Luft- und Fettembolien beim Einschlagen des Prothesenschaftes. Ein weitere Nachteil liegt in den große Knochendefekten die man bei Austauschoperationen immer wieder feststellen muß.

Für die aseptischen Lockerung wurden verschiedenen Ursachen angegeben.

1. Mechanische Degradation von PMMA-Zement.
2. Verminderte Stärke des Zements durch Blut- und Luftbeimengung und Lamination des Zements.
3. Reaktion des Knochengewebes auf die thermisch-chemischen Nebeneffekte des PMMA-Zements (LINTNER et al, 1987).
4. Immunologische Reaktion auf Monomerleckage des Zements und Separationsgranulome infolge Polyäthylenabriebs. (BOSCH et al, 1987, WILLERT, 1987)

Neue Methoden wurde entwickelt, um die Zementier-Technik zu verbessern. Zu erwähnen ist hier die Lavagetechnik der Markhöhle, die Vacuummischung des Zements und die Benutzung einer Zementspritze. Eine weitere Verbesserung der Zementhülle um den Prothesenschaft wird erreicht durch daß einschlagen eines Markhöhlen-Verschlußzapfens aus Polyäthylen in die distale Markhöhle. Dieser Verschlußzapfen hat ein zentrales Loch um Blut nach der distal gelegene Markhöhle abfließen zu lassen. Beim Einschlagen des Prothesenschaftes kann jetzt der Zement nicht mehr nach distal entweichen und wird somit besser komprimiert (SÖBALLE und CHRISTENSEN, 1988).

Auf dem Gebiet neuer Zementsorten und Verstärkung des Zements durch Beimischung von Kohlefaser, Metall oder Hydroxylapatitkristallen wird zur Zeit geforscht.

Während des Zeitraumes in der vorwiegend zementierte Prothesen Verwendung fanden, wurde die Weiterentwicklung von zementfreie Prothesen nicht vorrangetrieben. Nachdem die oben aufgeführten Probleme mehr und mehr auftraten wurde anfang der siebziger Jahre wurde nach neuen Methoden gesucht um Prothesen zementfrei zu implantieren.

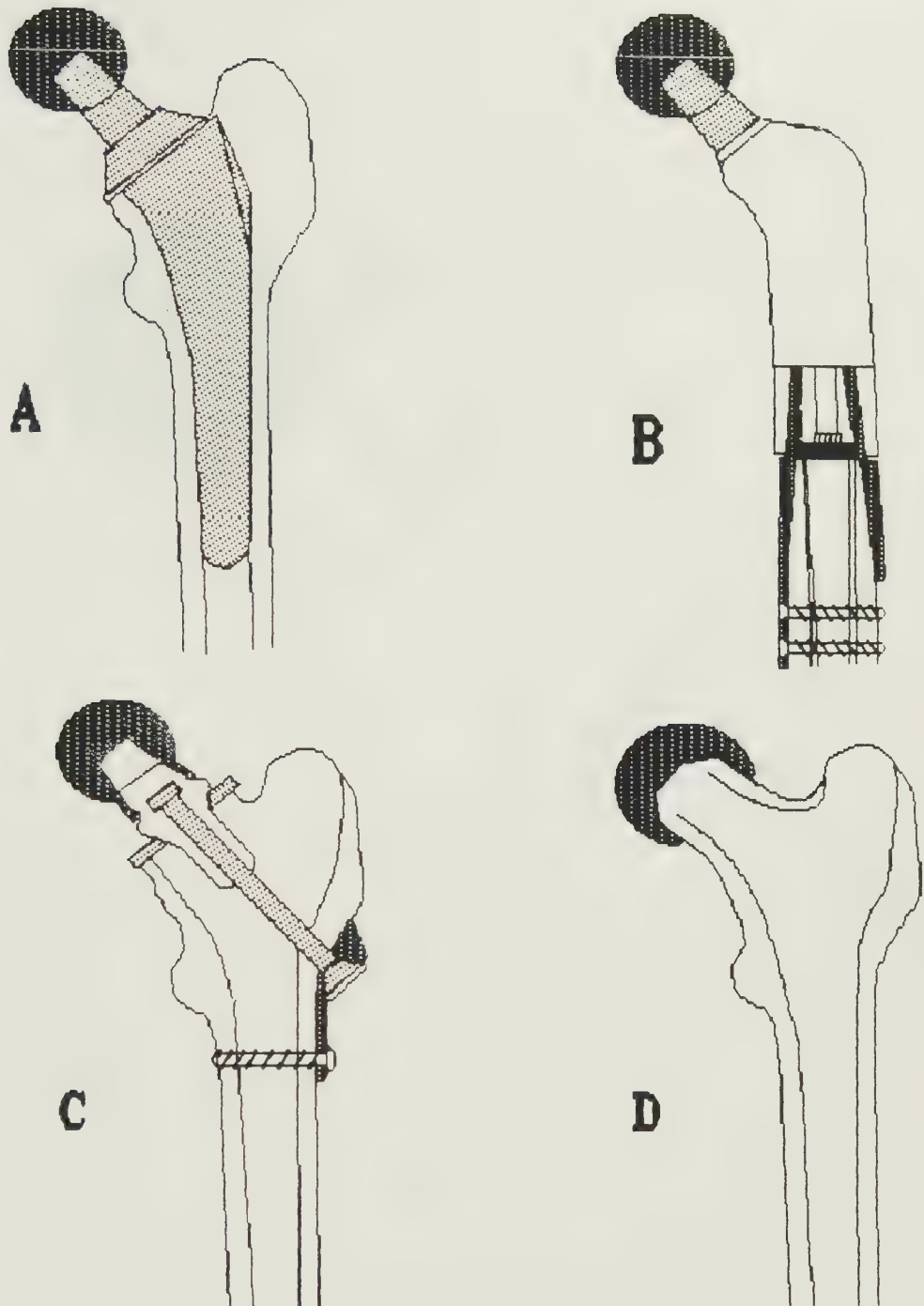
2.1 Heutiger Stand der zementfreien Hüftendoprothetik

Für die zementfreie Verankerung der Hüftkomponente finden vorwiegend vier verschiedene Methoden Anwendung (Figur 1):

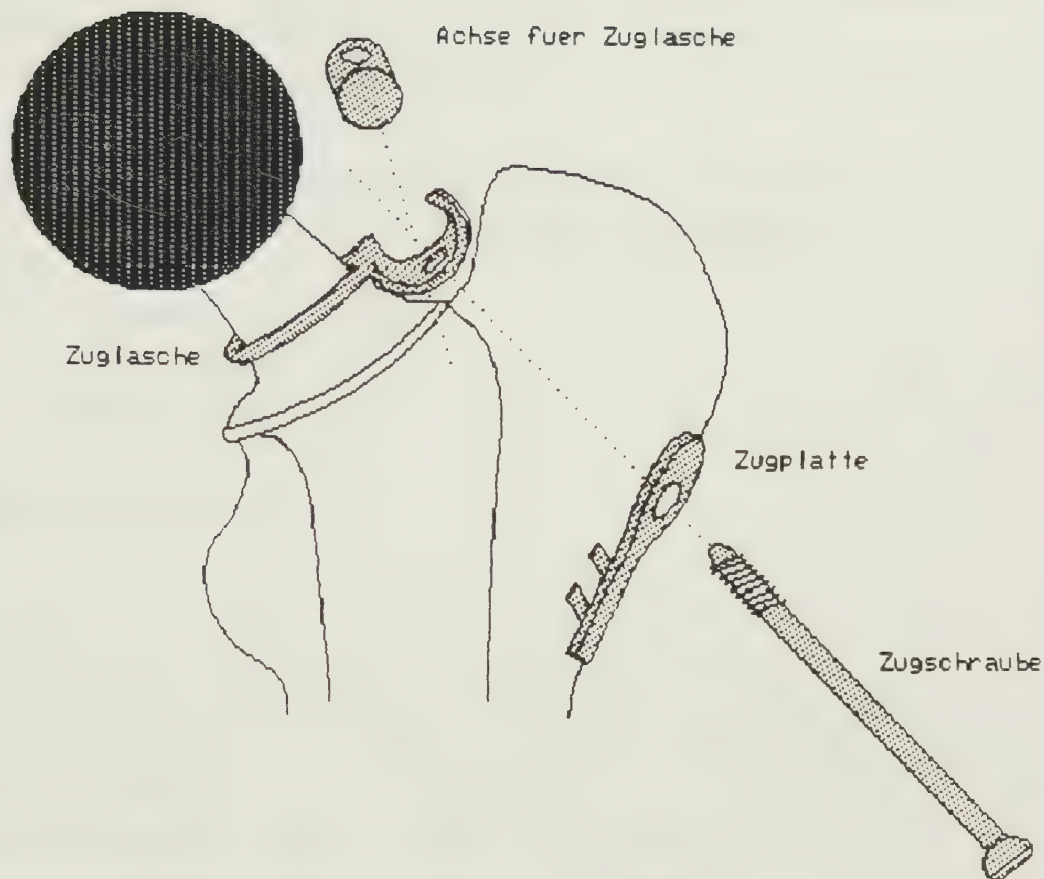
1. die intramedulläre Schaftfixation.
2. die extrakortikale Verankerung durch Kegelhülse oder Laschen mit Schrauben.
3. die Verankerung nach dem Zugschraubenprinzip.
4. Schalenprothesen

Die intramedulläre Schaftfixation hat die weiteste Verbreiterung gefunden. Die extrakortikale Verankerung wird fast ausschließlich für Tumorprothesen benutzt. Ein Beispiel für die Kombination von intramedulläre Schaftfixation und Zugschraubenprinzip ist die Rippen-Prothese der Firma Waldemar Link. Die Implantation von Schalenprothesen wurde nach schlechten Erfahrungen am Ende der siebziger Jahren weitgehend verlassen. Amstutz et al berichteten 1988 über gute Kurzzeitergebnisse mit einem neuen Modell mit porösen Oberfläche und abgeflachte Zylinderhülse. Ein Vergleich mit anderen gebräuchlichen Prothesentypen läßt sich zur Zeit aufgrund fehlender Langzeitbeobachtungen noch nicht durchführen.

Die Zuggurtungsprothese nach RITTER strebte eine mehr physiologische Belastung des Femurs an. Sie wurde 1974 erstmalig implantiert. Ausgehend von einer Hüftgelenksbeanspruchung, deren resultierende Kraft für den Einbeinstand im Mittel unter einem Winkel von 16° angreift, treten am Femur in der medialen Kortikalis Druckspannungen und lateral Zugspannungen auf. Nach Einbringen eines Prothesenschaftes ändert sich dieser Kraftfluß, sodaß unphysiologische Druckkräfte auf das auf Zug ausgerichtete Trabekelsystem der lateralen Kortikalis einwirken. Bei der Zuggurtungsprothese wird daher an die laterale Kortikalis eine Platte befestigt, die mit einer Zugschraube am lateralen



Figur 1. Verankerungsprinzipien zementfreier Femurkomponenten.
A: intramedullären Verankerung
B: extrakortikale Verankerung durch Laschen und Schrauben
C: Verankerung mittels einer durch den Schenkelhals geführten Zugschraube
D: Schalenprothese verankert auf den Oberschenkelhals



Figur 2.

Zuggurtungsprothese nach Ritter-Grundeil.

Ein Teil der Kräfte die auf die Prothese wirken werden über eine Zuglasche, die sich auf den Hüftkonus befindet, eine Zugschraube und eine Zugplatte auf die laterale Kortikalis übergeleitet.

Teil des Prothesenkragens fixiert wird (Figur 2). Hierdurch werden physiologische Zugkräfte in die laterale Kortikalis gelenkt und die proximale mediale Kortikalis vor Überlastungen geschützt. RITTER konnte die proximalen Scherkräfte weiter vermindern indem er den Kragen-Schaft-Winkel auf 65° erhöhte (RITTER et al, 1973).

Für die Integration von zementfreie Prothesen in das knöcherne Implantatlager mit daraus resultierende dauerhafte Prothesenfixation sind folgende Faktoren entscheidend:

1. Prothesengeometrie (Design)
2. Oberflächenbeschaffenheit
3. Materialeigenschaften

2.1.1 Prothesengeometrie

Voraussetzung für eine gute Einheilung durch funktionelle Anpassung des Knochenlagers ist die primär übungsstabile Verankerung des Implantates. Bei Mobilisation des Patienten darf durch Mikrobewegungen bedingt durch Druck- und Scherkräfte dieser anfänglich erreichten Stabilität nicht verringert werden. Im Besonderen sind Spitzenbelastungen, die durch die Prothesenform bedingt sind und an die knöcherne Toleranzgrenze heranreichen, zu vermeiden.

Weil der spongiöse Knochen nicht in der Lage ist, die großen Kräfte die auf der Prothese wirken zu übertragen, muß der Prothese auf kräftigem kortiko-spongiösem Knochen aufsitzen.

In der Praxis heißt das, daß die Prothesengeometrie der inneren Anatomie des proximalen Femurs angepaßt werden muß. Diese anatomisch geformten Schäfte sind schwieriger in den Markraum einzubringen, außerdem müssen individuell stark variierende Femurgrößen und -krümmungen, sowie der Unterschied zwischen links und rechts berücksichtigt werden.

Die neuesten Entwicklungen auf diesem Gebiet sind die sogenannten "Custom-made-Prothesen". Hierbei wird bei jedem Patienten die Form der Markhöhle des proximalen Femurs aus CT-Bilder oder Röntgenaufnahmen in mehrere Ebenen ermittelt und anschließend auf einer computergesteuerten Maschine eine individuelle Prothese angefertigt.

Über die vielen noch ungelösten Probleme dieser Methode wurde auf dem 1. internationale Congress über Custom-made-Prothesen 1988 in Düsseldorf berichtet.

Mikrobewegungen führen durch Biegung des Prothesenschaftes und des Femurs zur Knochenresorption und Ersatz des ursprünglich stabilen Lamellenknochens durch Bindegewebe. Daher sollten Materialien mit niedrigerem Elastizitätsmodul die Prothese weniger 'steif' machen. Robert Mathys entwickelte 1973 eine Prothese aus Polyacetalharz, dessen Elastizitätsmodul demjenigen des Knochens am nächsten kam. Diese sogenannte 'iso-elastische' Prothese wurde 1973 erstmals vom MORSCHER implantiert. Eine fester Einbau der Prothese im distalen Bereich, verbunden mit einer zu großen Elastizität im proximalen Femurende waren Ursache für eine hohe Lockerungsrate (Rosso 1988). Die Implantation der 'iso-elastische' Prothese ist daher heute weitgehend verlassen worden.

Kragenlose Prothesen erreichen eine primäre Stabilität durch Vorspannung. Nachdem durch die funktionelle Anpassung des Knochens ein Abbau der primären Vorspannung erreicht ist, kann der Schaft sich nachsetzen und erneut verklemmen. Hierdurch wird eine Sekundärfixation hergestellt. Prothesen mit Kragen können sich nicht nachsetzen und ermöglichen damit vermutlich die erforderliche mechanische Ruhe zur Implantateinheilung. (UNGETHÜM und BLÖMER, 1987)

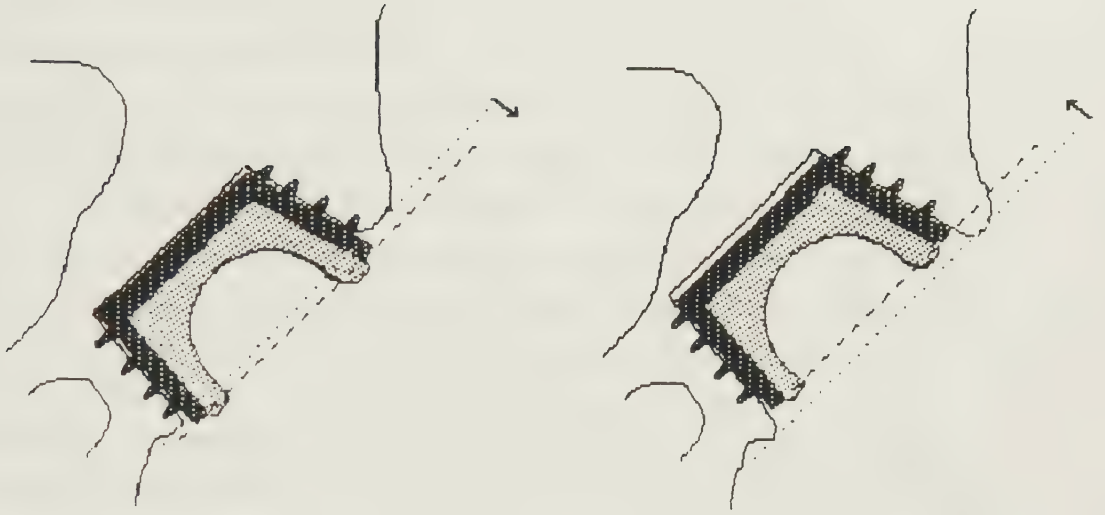
Modellrechnungen zufolge, wird über den Prothesenkragen ein hoher Kraftanteil in den Knochen eingeleitet, während bei kragenlose Implantate im wesentliche axiale Druckkräfte mit daraus resultierenden Scherbeanspruchungen an der Implantat-Knochen Grenze auftreten (REFIOR et al. 1988).

Die Diskussion um Prothesen mit oder ohne Kragen ist bis heute noch nicht beendet.

Unter den verschiedenen Möglichkeiten der Prothesenfixation im Bereich der Pfanne lassen sich im wesentlichen zwei Verankerungsprinzipien unterscheiden. Zum einen sind es Konzeptionen vom Schraubpfannentyp und zum anderen

Pfannen, die durch Makroprofile und zusätzlich angeordnete Zapfen oder auch poröse Oberflächen derart gestaltet sind, daß sie unter "press-fit"-Bedingungen in ein entsprechend vorbereitetes Implantatlager eingeklemmt werden können. Bei den Schraubpfannen finden heute ebenfalls zwei unterschiedliche Formen, konische- und sphärische Pfannen, Anwendung. Die Vorteile einer konische Schraubpfanne liegen in der designspezifisch möglichen höheren Vorspannung im Prothesenbett (UNGETHÜM und BLÖMER, 1986), sowie der Möglichkeit einer stabilen Fixation obwohl ein zu enges oder zu weites Implantatbett vorliegt (Figur 3). Ein Vorteil sphärischer Schraubpfannen ist die Möglichkeit, vor Beginn des Einschraubvorganges die Beckeneingangsebene bezüglich des vorbereiteten Implantatlagers in Grenzen zu korrigieren. Beispiele für konische Schraubpfannen sind die aus Al_2O_3 Keramik bestehende Pfanne von Mittelmeier, die Schraubpfanne "Modell PM" und die Pfanne nach Endler. Beispiele für sphärische Schraubpfannen sind der "Mec-Ring", der CWL-Ring nach Weil und die SKT-Pfanne.

Ein Beispiel für eine Pfanne mit profilierten bzw. porösen Oberflächen sind die Pfannen nach Judet (Porometallcup mit Polyäthyleneinsatz), die PCA-Pfanne (sphärische Außenkontour mit Kugelchenbeschichtung), die S+G-Pfanne (sphärische metallcup mit spongiosametall Lübeck und Polyäthylen Einsatz) und die Pfanne nach Morscher (Polyäthylenpfanne mit rückflächiger Titannetzbeschichtung).



Figur 3. Sichere Fixation konischer Schraubpfannen im Falle eines zu klein bzw. zu groß aufbereiteten Knochenlagers

2.1.2 Oberflächenbeschaffenheit

Zur stabilen Verankerung einer nicht zementierten Prothese ist die Oberflächenstruktur von hoher Bedeutung. Man unterscheidet zwischen beschichteten, profilierten und porösen Oberflächen, wobei das Spektrum der Letztgenannten von Makro- bis zur Mikroporosität reicht. Ein Beispiel für ein profilierten Prothesenschaft ist der, Anfang der 70er Jahre durch MITTELMEIER entwickelte, Autophorschaft. Diese Prothese, die seit 1976 aus einer Cobalt-Chromlegierung gefertigt wird, weist eine Wabenstruktur auf. Eine weitere Prothesenschaft mit Profil ist das im deutschsprachigen Raum ebenfalls weit verbreitete "Modell PM". Eine flache, tropfenförmige Feinstruktur an den Seitenflächen vergrößert die Oberfläche und bewirkt bei der Implantation eine Kompression und Verdichtung der Spongiosa zur Kortikalis hin. Auch die "MR-Mecrofit"-Prothese ist, mit ihren mit pyramidenähnlichen Profilen und zusätzlicher Mikrostruktur versehenen Prothesenschäften, in diese Gruppe einzuteilen. Eine andere Methode die Oberfläche der Implantate zu vergrößern fand ROBERT JUDET 1971 mit seiner 'Porometall'-Prothese. Sie besteht aus einer Polyäthylen-Pfanne, die in Metall eingebettet ist und einem Metallschaft. Die Oberfläche der Pfanne, sowie des Schaftes sind mit einer alveolenähnlichen Struktur versehen. Diese Struktur hat Ausbuchtungen in Größen zwischen 0,2 und 2 mm. in der Länge und 1 - 2 mm. in der Tiefe. LORD versah seinen aus Cobalt-Chromlegierung gefertigten Prothesenschaft mit einer Makroporosität durch eine Vielzahl angegossener Kügelchen.

Die ersten klinischen Resultate dieser makroporösen Prothesen waren sehr erfolgversprechend. Andererseits haben die Problemen der ersten Generation von Judetprothesen, nämlich Schaftbruch und Metallolyse eine weitere Verbreitung verhindert.

Die hohe Zahl von Patienten die über Oberschenkelschmerzen klagten ist als weiteres Problem bei Implantation dieser Prothesen zu erwähnen.

Obwohl bei den meisten Patienten diese Schmerzen zwischen dem 1. und 2. postoperativen Jahr wieder verschwanden, ist das funktionelle Ergebnis in dieser Periode als mäßig zu bezeichnen.

Für die Ursache dieser Schmerzen werden Mikro-Bewegungen zwischen Implantat und Knochen durch ungenügende Passform der Prothese, sowie nicht physiologische Kraftübertragung vom Implantat zum Femur angegeben.

Bei Judet- und Lordprothesen wird oft eine Verdichtung der Kortikalis um das Prothesenschaftende, als Reaktion auf die lokale Konzentration der Kraftübertragung, gesehen. Diese reaktive Knochenproliferation kann eine Ursache für diese Oberschenkel Schmerzen sein.

Darüberhinaus wird bei fester Fixierung der Prothesenspitze der proximale Femur entlastet, was zur lokalen Knochenatrophie und Knochenresorption führt. Diese "stress-protektion" läßt sich im Röntgenbild durch Auflockerung der Knochenstruktur und osteolytische Zonen nachweisen.

Um diesen Umbau des Knochens zu verhindern wird bei vielen Modellen (z.B. der PCA- und der Harris-Galante-Prothese) der Prothesenschaft ohne Strukturierungen gelassen.

Die grobe Verzahnung der Judet- und Lord-Prothese ist bei Austauschoperationen von Nachteil, da die Entfernung dieser Prothesen häufig größere Knochendefekte setzt und manchmal sogar den Femur spaltete. (UNGETHÜM und BLÖMER, 1987, MORSCHER, 1987)

Ein anderes Beispiel von Makroporosität ist das S+G Hüftendoprothesensystem Lübeck. Sowohl Pfanne als Schaft sind mit einer spongiosaähnlichen Metallstruktur versehen.

Ob dieses Prothesenmodell langfristig bessere Ergebnisse zeigt als die Judet- und Lordprothese bleibt abzuwarten

Ein engerer Implantat-Knochenverbund wird auch durch Mikroporosität erreicht. Dieser Effekt wurde in verschiedenen Tierexperimenten, die sich mit dem Einwachsen von Spongiosa in mikroporösen Oberflächen befassten, nachgewiesen. Voraussetzung für einen guten Kontakt zwischen Knochen und Oberfläche war eine stabile Verankerung des Implantats.

Der Zwischensaum welcher vom Knochen überbrückt werden kann, beträgt nach Untersuchungen von Harris (Implantationen von Hüftpfannen bei Hunden) höchstens 1 Millimeter.

Im klinischen Alltag dürfte eine so exakte allseitige Einpassung der Prothese schwierig sein.

Verschiedene Techniken werden angewandt um eine Mikroporosität zu bewirken; durch Aufsintern von Titankügelchen auf einen Schmiederohling (Autophorschaft seit 1984), durch Anschweißen von einem Titanfasergeflecht (z.B. Sulmesh) oder durch ein Plasmaspritzverfahren von Titanpulver auf einen Titanschaft (Modell PM).

Das Optimum der Porengröße wird nach verschiedene Untersuchungen mit 200 bis 500 μ angegeben. Die erwähnten Oberflächenstrukturen unterscheiden sich nicht nur in Bezug auf unterschiedliche Fertigungstechnik und damit verbundenen Porengröße, sondern es finden sich auch unterschiedliche Durchmesser der Poren bei ein und derselbe Prothese.

Das optimale Porositätsvolumen wird mit Werten zwischen 30 und 70% angegeben (MORSCHER, 1987).

Durch den Fertigungsprozeß der Oberflächenvergrößerung wird der Prothesenrohling derart in seinen Eigenschaften verändert, daß die ursprüngliche Resistenz gegenüber Ermüdungsbrüche nicht mehr gegeben ist. Dies tritt insbesondere bei der Verschweißung mit Cobalt-Chrom-, Titankugeln, sowie Titandrahtgeflechten auf.

Ungleiche Knochenbelastungen resultieren auch aus der nicht gleichmäßigen Verbindung von poröser Oberfläche und eingewachsener Spongiosa (FREEMANN und RAILTON, 1987)

Ein weiteres Problem der Prothesen mit porösen Oberfläche ist die Abgabe von Metallbestandteile aus der um den Faktor 10 vergrößerten Oberfläche an das umliegende Gewebe. Man kann annehmen daß die Rate, mit der von einer porösen Oberfläche Metall abgegeben wird auch etwa das zehnfache beträgt.

Titan scheint biologisch inert zu sein, Konsequenzen resultieren deshalb aus einer vermehrten Freisetzung wahrscheinlich nicht. Cobalt-Chromoberflächen sind schon bei glatten Prothesen bedingt durch die häufige Allergie gegen diese Stoffen ein Problem. Dies wurde sich bei vermehrte Freisetzung eher noch ausweiten. Ungeklärt bei der Verwendung von porösen Prothesen ist die Frage der postoperativen Mobilisierung. Wieviel mechanische Entlastung ist nötig um einen sicheren Schutz vor schädlichen Mikrobewegungen zu schaffen, auf der anderen Seite wieviel Belastung ist nötig um eine ausreichende Stimulation für die Knochenproliferation zu erreichen. Ein maximaler Schutz vor Belastung wurde keine optimale Verbindung zwischen Metalloberfläche und Knochenmatrix entstehen lassen.

2.1.3 Materialeigenschaften

An metallischen Werkstoffen bei zementfrei implantierbaren Hüftendoprothesen werden Cobalt-Chrom- und Titanlegierungen benutzt, wobei die Titanlegierungen wegen ihrer hohen Bio-Kompatibilität und hoher Dauerfestigkeit zunehmend Bedeutung gewinnen. Obwohl Titanprothesen viel steifer sind als Knochen, ist ihr Elastizitätsmodul (110.000) nur die Hälfte von der von Cobalt-Chromlegierungen (230.000). Auch dies ist ein wichtiger Grund für den Vorzug von Titanlegierungen. Im nichtmetallischem Bereich werden u.a. Polyäthylen und Keramiken eingesetzt, wobei bei den Keramiken für Endoprothesen drei 3 unterschiedliche Substanzgruppen verwendet werden:

1. Al_2O_3 Keramik, das bei Paarung mit sich selbst, einen viel geringeren Abrieb aufweist als die Metall-Polyäthylenpaarung (MITTELMEIER et al, 1988, UNGETHÜM und BLÖMER, 1987) wird u.a. durch MITTELMEIER seit 1973 und GRISS et al seit 1974 für Schraubpfannen benutzt.
2. Kohlefaserkeramiken, deren Anwendungen noch im Entwicklungsstadium sind.

3. Keramiken aus Calciumphosphat, z.B. das Hydroxylapatit, welches als Beschichtung von Prothesen benutzt wird. Es ist nachgewiesen worden, daß Hydroxylapatit, im Gegensatz zu Metallen, eine chemische Bindung mit Knochensubstanz eingehen kann (BRILL, 1987, OSBORN, 1987, GEESINK, 1988). Hydroxylapatitpulver wird durch ein Plasmaspritzverfahren auf einen meist aus Titanlegierung bestehende Prothesenschaft oder Pfanne angebracht. Zur Zeit liegen nur Kurzzeitstudien vor, die aber über sehr gute Resultate berichten, vor allem in Bezug auf Oberschenkel Schmerzen und Frühmobilisation (GEESINK, 1988). Frage ist, ob die Verbindung zwischen Hydroxylapatitschicht und Prothese auch über einen längeren Zeitraum die erheblichen Scherkräfte aushalten werden (UNGETHÜM und FINK, 1988).

Hochdichtes Polyäthylen wird bei der Hüftendoprothetik als Pfannenmaterial benutzt. Polyäthylenpfannen liegen sowohl zur Zementierung als auch zur zementfreie Implantation vor.

Zementfrei eingebrachte Polyäthylenpfannen werden in jüngster Zeit entweder mit verschiedenen anderen Materialien beschichtet, oder das Polyäthylen dient Metallpfannen als Einsatz für den Gleitpartner. Die Benutzung von reinen Polyäthylenpfannen zur zementfreien Implantation wurde wieder verlassen, nachdem nachgewiesen wurde, daß eine Biodegradation mit gewebliche Reaktion am Knochen-Implantatübergang entsteht (LINTNER et al., 1988)

Obwohl man sich von diesen neueren Werkstoffen und Prothesekonstruktionen eine Verlängerung der Funktionsdauer verspricht, haben Sie einen gemeinsamen Nachteil. All diese Prothesentypen sind nicht frühzeitig belastbar. Für ältere Menschen mit reduziertem Allgemeinzustand, und damit verbundener Notwendigkeit der frühen Belastbarkeit, ist eine zementierte Metall-Polyäthylen-Prothese daher immer noch die Methode der Wahl. Mit dieser ausgereiften Prothese, mit der man über 25 Jahre umfangreiche Erfahrungen gesammelt hat, lassen sich bei richtiger Auswahl von Prothesentyp und -größe und bei der richtigen Operationstechnik bis jetzt zufriedenstellende Langzeitergebnisse erzielen.

3. EIGENE OPERATIONSTECHNIK

In der chirurgische Abteilung des Keiskrankenhauses Siegen wird in Rückenlage in Intubationsnarkose operiert. Ein antero-lateraler Zugang nach Watson-Jones wird benutzt. Der Hautschnitt verläuft von der Spina iliaca anterior superior bogenförmig über den Trochanter major noch ca. 10 Zentimeter nach distal. Das Septum zwischen Musculus tensor fasciae latae und dem Musculus gluteus medius wird durchtrennt. Die Muskeln werden mit Hohmannhaken zur Seite gehalten. Im allgemeinen wird nach Freilegung des Hüftgelenks, der Prothesenkopf aus der Pfanne luxiert. Die Pfanne wird, wenn sie gelockert ist, entfernt. In manchen Fällen ist zwar die Pfanne mit dem Zement im knöchernen Becken gelockert, aber die Verbindung zwischen Pfanne und Zement ist intakt. In diesen Fällen gelingt es nicht immer die Pfanne intakt zu entfernen. Sie wird dann mit einen scharfen Meißel in 2 oder mehrere Fragmente geteilt. Danach wird der restliche Zement, die Detritusmassen sowie die Bindegewebsmembranen aus der osteolytischen Höhle sorgfältigst ausgeräumt. Anschließend wird eine neue Polyäthylenpfanne mit Gentamycinhaltigem-PMMA-Zement (Refobacin-Pallacos^R) einzementiert. Je nachdem wieviel Knochensubstanz fehlt, wird eine Pfannenrandstützschale nach EICHLER, eventuell kombiniert mit einen Drahtnetz, einzementiert. Das Drahtnetz dient sowohl zur Verhinderung des Eindringens größere Zementmassen durch perforierte Stellen im Pfannenboden als auch zur Verstärkung des Zements. Nun wird ein lockerer Prothesenschaft und der restliche Zement aus dem Femurschaft entfernt. Hierzu muß oft ein Fenster in die ventrale Corticalis gesägt werden, um alle Teile des Zementköchers mit einen halbrunden Meißel herausschlagen zu können. Die Aufdeckelung der Femurröhre hat den Nachteil eines größeren Zugangs und stellt eine zusätzliche Schwächung des Femurschaftes, die aber operationstechnisch planbar und somit kontrollierbar ist, dar.

Da ein sauberes Implantatbett Vorbedingung für eine erfolgreiche Neuimplantation ist, ist in manchen Fällen eine Schaftabdeckung unabwendbar. Als mechanisch günstigste Stelle hat sich ein ventral gelegenes Fenster erwiesen mit Belassung eines kontinuierterhaltenden Ringes proximal (SAVVIDIS und LÖER, 1989). Bei unseren Patienten wird, wenn notwendig, ein ventrales Fenster angelegt.

Die Markhöhle wird sorgfältig mit Ringerlösung gespült. Ist die Markhöhle durch Knochensubstanzverlust sehr erweitert, wird ein Schaftnetz aus Titan nach VOORHOEVE eingesetzt.

Durch diese Titannetz-Zement-Verbundkonstruktion wird eine Verringerung der Umfangsspannung im proximalen Femurende erreicht (KRANZ und VOORHOEVE, 1982).

Ein Prothesenschaft, dessen Ende bis distal des Knochenfensters reicht, wird jetzt einzementiert. Bevor der Zement fest ist, wird das entfernte Corticalisstück wieder in das Knochenfenster gelegt. Auf eine zusätzliche Fixierung dieses

Corticalisfragment wird verzichtet. Nach Aushärtung des Zement, wird das Bein reponiert und nach Einlegen zweier Redondrainagen wird die Wunde verschlossen.

Unmittelbar postoperativ wird eine Röntgenaufnahme des Beckens in a.p.-Richtung angefertigt.

3.1 Postoperatives Vorgehen.

Am Tag nach der Operation werden, unter Anleitung einer Krankengymnastin, Bewegungs- und Muskelspannungsübungen durchgeführt. Mobilisation am Gehwagen und später an Gehstützen folgen, sobald der Allgemeinzustand des Patient und die Wundheilung es erlauben. Wenn die Röntgenkontrolle am 14. postoperativen Tag einen unverändert guten Sitz der Prothese zeigt, wird dem Patienten erlaubt mit einer Teilbelastung von 15-20 kg auf das operierte Bein unter zuhilfenahme zweier Gehstützen zu gehen. Drei Monate nach der Operation erfolgt wieder eine Röntgenkontrolle.

Abhängig vom Röntgenbefund werden die Patienten unter zunehmende Belastung weiter mobilisiert. Diese Übungen setzen sich bis zur funktionell guten Beweglichkeit fort.

4. EIGENES PATIENTENGUT

Im Beobachtungszeitraum 1.1.1979 bis 7.7.1987 wurden in der Allgemeinen chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Siegen 63 Austauschoperationen des Hüftgelenks durchgeführt. Von diesen 63 Patienten waren z.Zt. der Nachuntersuchung 9 Patienten verstorben, eine Patientin weigerte sich, zu einer Nachuntersuchung zu kommen, da Sie mit dem Resultat und der Behandlung im unserem Hause nicht zufrieden war. Drei Patienten mußten noch ein drittes mal an derselben Hüfte operiert werden, zwei bekamen wiederum eine neue Prothese und bei dem Dritten wurde die ausgetauschte Prothese wegen eines Infektes entfernt. Diese drei Patienten wurden von der Nachuntersuchung ausgeschlossen, da diese Untersuchung nur die Analyse und Ergebnisse nach erster Reoperation zum Ziel hatte und Patienten mit mehrfache Austauschoperationen eine Gruppe mit besondere Problematik darstellen (KAVANAGH und FITZGERALD, 1987). Bei der Diskussion über Ergebnisse und Komplikationen werden diese drei Patienten aber mit einbezogen. Die Todesursache der verstorbenen Patienten wird in Tabelle 1 aufgelistet.

Tabelle 1. Todesursache der 9 verstorbenen Patienten

Schlaganfall	3 Pat.
Herz-Kreislaufinsuffizienz	2 Pat.
Sepsis bei Dialysepatient	1 Pat.
Neoplastische Erkrankungen	2 Pat.
unbekannt	1 Pat.

Die verbleibenden 50 Patienten konnten mit einem Beobachtungszeitraum zwischen einem Jahr und maximal 7,7 Jahren klinisch und röntgenologisch nachuntersucht werden. Der durchschnittliche Beobachtungszeitraum betrug 3,4 Jahre.

Das Durchschnittsalter des Gesamtkollektiv ($n=63$) war bei der ersten Operation 59,4 Jahre und bei dem Prothesenwechsel 67,7 Jahre. Untersucht wurden 31 (62%) Frauen und 19 (38%) Männer. Der jüngste Patient z.Zt. der Austauschoperation war 30 Jahre, hier war sie bedingt durch eine septische Lockerung notwendig geworden, der älteste Patient 84 Jahre alt. Berechnet man das Durchschnittsalter der 50 nachuntersuchten Patienten bei der Erstoperation ergibt sich ein Mittelwert von 57,6 Jahren, bei der Austauschoperation von 66,4 Jahren.

Die Zeit zwischen der Erst- und der Zweitoperation betrug im Durchschnitt 8,8 Jahre, minimal 0,3 Jahre, notwendig geworden durch eine Frühinfektion, maximal 17 Jahre. Die Verteilung der Lebensalter zeigt Abbildung 1.

Bei der Erstimplantation war in einem Fall eine Mooreprothese, bei zwei Patienten eine Thompson-, bei neun Patienten eine Judet-Poroprothese implantiert worden. In 38 Fällen konnte eine Identifizierung der Prothese retrospektiv nicht durchgeführt werden. Nach Beurteilung der Röntgenbilder handelt es sich um Prothesen von Charnley-Müller-, Buchholz- oder Lubinustyp.

Die Indikation zum primären Hüftgelenkersatz (Tabelle 2) war in den meisten Fällen eine Arthrosis deformans des Hüftgelenks. Seltene Indikationen waren eine kongenitale Hüftdysplasie, eine chronische Polyarthrititis oder eine mediale Schenkelhalsfraktur. Der häufigste Grund zum Prothesenaustausch (Tabelle 3) war eine aseptische Lockerung einer oder beider Prothesenkomponenten. Seltener waren die Protheseninfektion, der Prothesenschaftbruch oder Femurfrakturen.

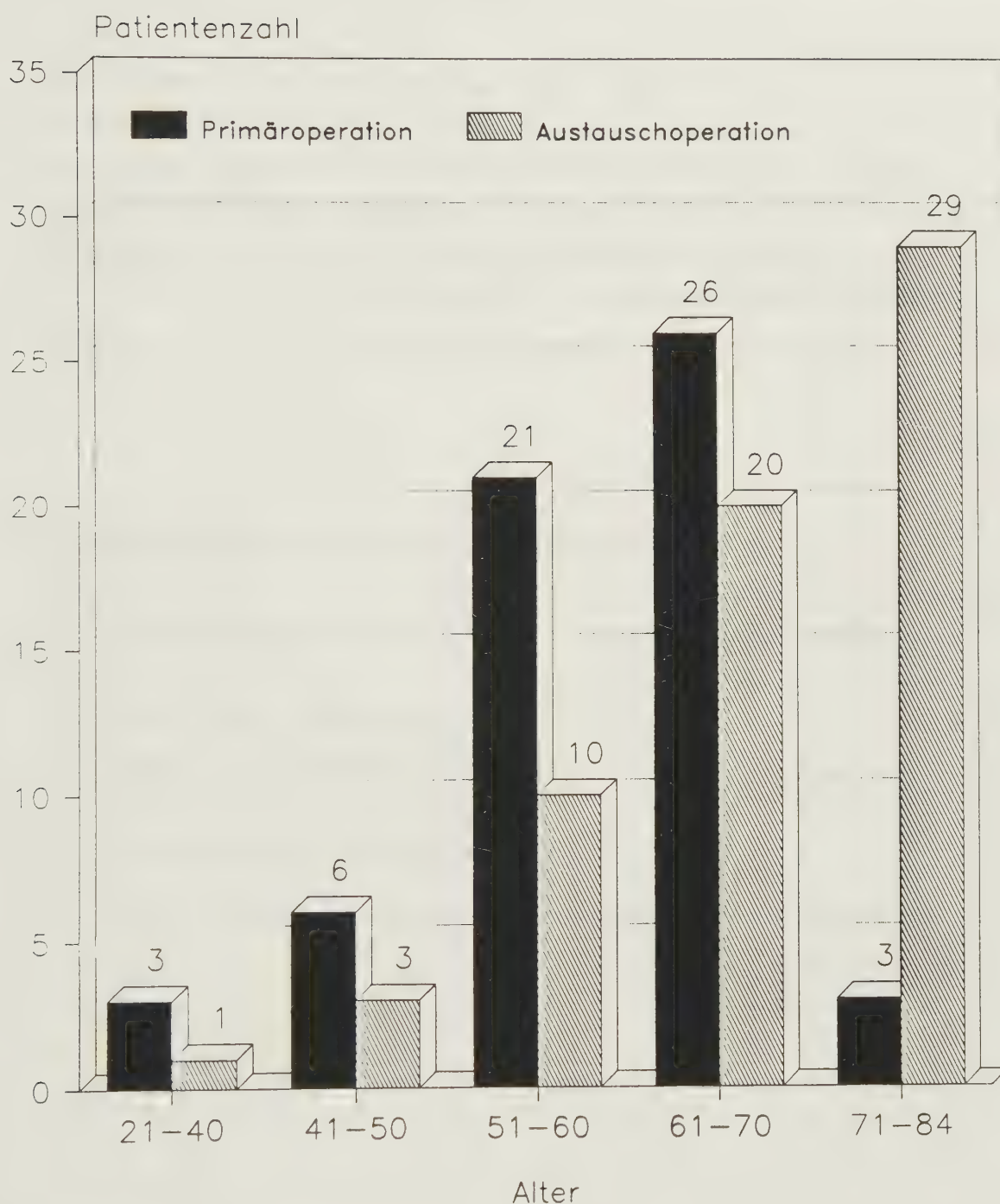


Abbildung 1. Altersverteilung der Patienten mit Austauschoperationen (1979-1987, n=63).
Schwarze Felder: Alter bei Primäroperation,
Gestrichelte Felder: Alter bei Austauschoperation.

Es fanden sich in 2 Fällen eine Femurfraktur bei festsitzender Prothese, in einem Fall einen Femurfraktur bei schon gelockerter Prothese und zweimal eine in das Becken eingebrochene Pfanne nach Sturz auf die Hüfte.

Bei 18 Patienten wurde nur die Prothesenpfanne ausgetauscht, 10 mal nur der Prothesenschaft und in 22 Fällen wurden beide Prothesenteile gewechselt. Von insgesamt 40 ausgetauschten Pfannen erfolgte bei 24 Patienten eine zusätzliche Stabilisierung mit einem Pfannenrandstützring nach Eichler. In 10 Fällen war die Markhöhle so erweitert, daß ein Schaftnetz eingesetzt werden mußte. Als Austauschmodell kam bei allen Operationen eine Lubinus Langschaftprothese zum Einsatz.

Tabelle 2. Die Indikationen zur Erstimplantation. (n=50)

Indikation	Anzahl der Patienten
Arthrosis deformans	45
mediale Schenkelhalsfraktur	2
chronische Polyarthrit	1
kongenitale Hüft dysplasie	2

Tabelle 3. Die Indikationen zur Prothesenwechsel. (n=50)

Indikation	Anzahl der Patienten	

<i>aseptische Lockerung</i>		
nur Pfanne gelockert	15	
nur Schaft gelockert	6	
beide gelockert	14	
	Summe	35
<i>Infektlockerung</i>		6
<i>Femurfraktur</i>		
bei festsitzende Prothese	2	
bei gelockerte Prothese	1	
	Summe	3
<i>luxierte Pfanne nach Sturz</i>		2
<i>Schaftbruch</i>		4

		n= 50

4.1 Intra- und Postoperative Komplikationen

21 Perioperative Komplikationen traten bei einem Drittel der Patienten (n=16) auf. Ein Patient bekam eine Lungenembolie, die aber ohne Spätfolgen verlief. Bei einem Patienten wurde ein Hirninfarkt festgestellt. Die klinische Symptomatik bildete sich innerhalb von 3 Wochen vollständig zurück. Eine Hüftluxation trat bei 2 Patienten auf. Nach geschlossener Reposition gab es kein Rezidiv. Ein Wundabszeß mußte eröffnet werden, es kam zur sekundäre Wundheilung; Dabei hatte sich die Prothese nicht infiziert. Eine Fraktur des Femurschafts trat intraoperativ bei einem Patient auf; diese wurde mit Cerclagen und eine Langschaftprothese versorgt, wobei der Prothesenschaft die Fraktur überbrückte. Das Spätresultat war gut. Weitere Komplikationen waren: Läsion des Nervus femoralis (2), Wundhaematome, die ausgeräumt werden mußten (3), tiefe Beinvenentrombosen (3), eine Pneumonie, Harnwegsinfekte (6) und eine Epididymitis. Bei keinem der Patienten kam es postoperativ zu einer Femurfraktur aufgrund des Knochenfensters. (Tabelle 4)

Tabelle 4. Die perioperativen Komplikationen

	Anzahl
-----	-----
Epididymitis	1
Haematom	3
Harnwegsinfekt	6
Hirninfarkt	1
Läsion der nervus femoralis	2
Lungenembolie	1
Luxation	2
Pneumonie	1
Schaftfraktur	1
Thrombose	3
Wundabszeß	1

5. MATERIAL und METHODE

Aus den Krankenblättern der 50 nachuntersuchten Patienten wurden folgende Informationen entnommen; Geschlecht, Alter bei der Erstoperation und bei der Austauschoperation, Indikationen für beide Operationen, postoperative Komplikationen, Art der verwendeten Prothesen und eventuelle Hilfsmittel (Netz oder Stützpfanne) und Liegedauer nach Austauschoperation. Herangezogen wurden von jedem Patienten folgende Röntgenbilder: Die Aufnahme vor der Austauschoperation, die direkt postoperativ angefertigte Aufnahme in a.p. Richtung, die Kontrollaufnahmen (a.p. und Einstellung nach LAUENSTEIN) 14 Tagen und 3 Monate postoperativ sowie die bei der Nachuntersuchung angefertigte Aufnahmen (in a.p. Richtung und Röntgenaufnahme nach LAUENSTEIN). Die Röntgenaufnahme nach LAUENSTEIN stellt die Sagittalebene von Schenkelhals und Kopf dar. Sie dient zur Beurteilung periartikulärer Verkalkungen, Position des Schaftes und Aufhellungszonen um den Schaft.

Die Nachuntersuchungen wurde zwischen Oktober 1987 und Juli 1988 durchgeführt. Die Patienten wurden angeschrieben und zur Nachuntersuchung gebeten; dabei wurde ein Fragebogen ausgefüllt (Anhang), der die Kriterien: Schmerz, Gehfähigkeit, Beweglichkeit und Aktivitäten beinhaltet, aus denen die Scores nach MERLE D'AUBIGNE, modifiziert nach CHARNLEY (Tabelle 5) und der HARRIS-hipscore, modifiziert nach ILSTRUP (Tabelle 6) berechnet wurden. Die Patienten wurden gebeten den Operationserfolg subjektiv einzuschätzen. Die klinische Untersuchung der Patienten umfaßte eine vollständige körperliche Untersuchung. Am operierten Hüftgelenk wurde nach der Neutral-Null-Methode der Bewegungsumfang von Flexion, Extension, Rotation, Ab- und Adduktion bestimmt.

	Schmerzen	Beweglichkeit	Gang
0	Sehr lebhaft und kontinuierlich	Ankylose	Unmöglich
1	Sehr lebhaft, den Schlaf vermindern Schmerzen	0-30 Grad,	Nur mit Krücken
2	Lebhaft, jede Aktivität ver- hindernde Schmerzen beim Gehen	60 Grad	Nur mit 2 Stöcken
3	Lebhafter, aber erträgliche Schmerzen mit limitierter Aktivität	100 Grad	weniger als 1 Stunde, sehr schwierig ohne Stock.
4	Schmerzen nur nach dem Gehen, bei Ruhe schnell verschwindend	160 Grad,	Mit Stock verlängert, limitiert ohne Stock, Hinken
5	Sehr leichte, intermittierende, eine normale Aktivität nicht verhindernde Schmerzen	210 Grad,	Ohne Stock, aber leichtes Hinken
6	Vollkommene Schmerzf- reiheit	260 Grad,	Normal

Tabelle 5. Bewertung der Funktion des Hüftgelenks nach Merle d'Aubigné und Postel, 1954, modifiziert durch Charnley, 1972.

Die Modifizierung nach Charnley besteht darin, daß er die Patienten in drei Gruppen eingeteilt hat:

Gruppe A: einseitige Hüfterkrankung ohne Begleiterkrankungen

Gruppe B: beidseitige Hüfterkrankung ohne Begleiterkrankungen

Gruppe C: Hüfterkrankungen mit belastenden Begleiterkrankungen.

Die Beweglichkeit bezeichnet Charnley als die Summe von Flexion, Abduktion und Rotation im operierten Hüftgelenk.

Tabelle 6. Harris hipscore, modifiziert durch Ilstrup.
(1973).

Gruppe	Score

Schmerzen	
keine Schmerzen	45
leichte oder vorübergehende Schmerzen	40
mäßige Schmerzen die Betätigung eingrenzen	20
ausgeprägte Schmerzen die Betätigung eingrenzen	10
total Invalide durch Schmerzen	0
Hinken	
normales gehen möglich	11
leichtes hinken	8
starkes hinken	3
gehen nicht möglich	0
Hilfsmittel	
keine Hilfsmittel erforderlich	11
Stock bei längere Spaziergang	8
Stock, immer	6
eine Gehstütze	4
zwei Stöcke	2
zwei Gehstützen oder gehen nicht möglich	0
Gehfähigkeit	
eine Stunde oder länger	10
eine halbe Stunde	8
eine viertel Stunde	6
nur in und um die Wohnung	2
gehen nicht möglich	0
Treppensteigen	
normal	4
mit Geländer	2
unmöglich	0
Sitzen	
auf jeden Stuhl, eine Stunde	4
auf hohen Stuhl, eine halbe Stunde	2
nicht möglich eine halbe Stunde zu sitzen	0
Anziehen von Schuhen oder Socken	
leicht	4
schwer	2
unmöglich	0

Fortsetzung Tabelle 6.

Autofahren oder öffentliche Verkehrsmittel benutzen	
möglich	1
unmöglich	0

Fehlen von Verunstaltungen	
ohne funktionelle Störung	2
mit funktionelle Störung	0

Berechnen des Bewegungsausmaßes:

Flexion $(0-45 \times 1) + (45-90 \times 0,6) + (90-110 \times 0,3)$	max. 78
Abduktion $(0-15 \times 0,8) + (15-30 \times 0,2)$	max. 15
Adduktion $(0-15 \times 0,2)$	max. 3
Außenrotation $(0-15 \times 0,2)$	max. 3
Innenrotation $(0-10 \times 0,1)$	max. 1

	tot. 100

Die maximale 'hipscore' Punkte für Bewegungsausmaß ist die Summe multipliziert mit 0,08, was 8 Punkte als maximum ergibt.

Die maximal erreichbare Punktzahl nach der Harris 'hipscore' ergibt:

schmerzfrei	45
kein hinken	11
kein Hilfsmittel	11
Gehfähigkeit	10
Treppensteigen	4
sitzen	4
Schuhen anziehen	4
öffentliche Verkehrsmittel	1
keine Verunstaltungen	2
Bewegungsausmaß	8

	tot. 100

Diese Berechnungen geben einen maximalen score von 100 Punkte für eine schmerzfreie, normal funktionierende Hüfte.

Um eine Lockerung der Prothese festzustellen, wurde in den Röntgenbilder nach folgenden Merkmalen gesucht:

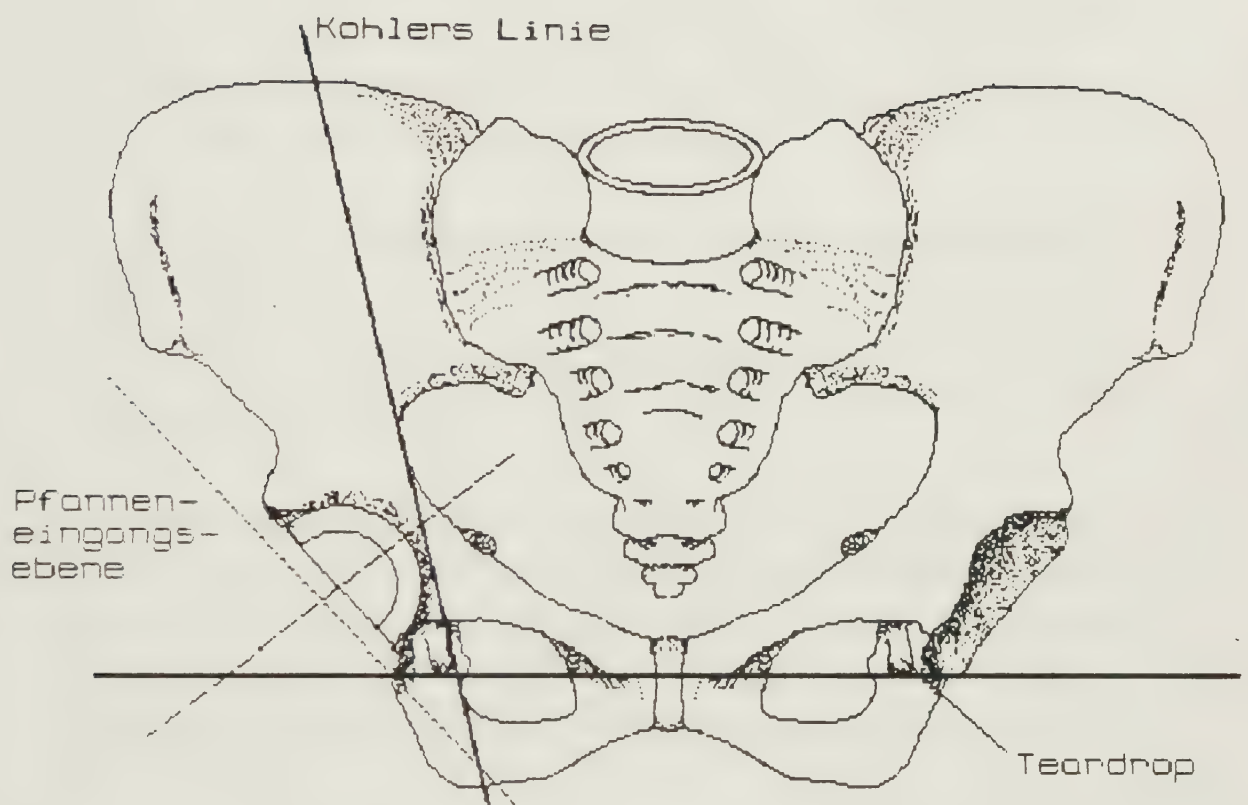
- Dislokation einer oder beider Prothesenkomponenten.
- Auftreten eines Bindegewebsssaumes zwischen Prothese und Zement oder zwischen Zement und Knochen.

Für die Bestimmung der vertikalen Pfannenwanderung (Dislokation) wurde auf dem Röntgenbild eine Horizontale konstruiert durch eine Verbindungslinie zwischen den tiefsten Punkten beider Sitzbeinhöcker oder durch die beiden sogenannten Teardrops (Figur 4) in den Fällen, bei denen die Sitzbeinhöcker nicht scharf abgebildet wurden. Der Abstand zwischen Pfannenunterrand und der Horizontalen wurde gemessen.

Für die Bestimmung der Pfannenwanderung in Richtung des kleinen Beckens wurde der Abstand gemessen zwischen "KOHLERS Linie" und der Waagerechten auf der Pfanneneingangsebene in ihrem Mittelpunkt. KOHLERS Linie ist eine gedachte Linie auf einem a.p.-Röntgenbild des Beckens entlang des medialen Randes des Os ileum und des Os ischium (Figur 4). Um die Pfanneneingangsebene im Röntgenbild zu sehen, ist ein Metalldraht im Rand der Polyäthylenpfanne eingelassen. Dieser Metalldraht stellt sich im Röntgenbild als eine Ellipse dar.

Die Pfanneninklination wurde gemessen. Hierzu wird die Längsachse der Ellipse verlängert bis sie die Horizontale schneidet. Der Winkel zwischen diesen beiden Linien wurde bestimmt. Sie definiert die Neigung der Pfanneneingangsebene gegen die Horizontale.

Ein parallel zur Filmebene liegende Winkel bleibt trotz der Vergrößerung bei der Röntgenprojektion erhalten. Als ideale Stellung wird eine Inklinaton von 45 Grad angesehen. Eine Abweichung von mehr als 15 Grad vom Idealwert, wird als Fehlstellung bezeichnet. (ARAJÄRVI und SANTAVIRTA, 1987, BOSSUNG, 1984, WEIGAND und RITTER, 1974)



Figur 4. Merkmalen im Röntgenbild des Beckens in a.p. Richtung Kohlers Linie, "die Horizontale" und die Pfanneneingangsebene zur Bestimmung von Inklination, Anteversion und Pfannenwanderung.

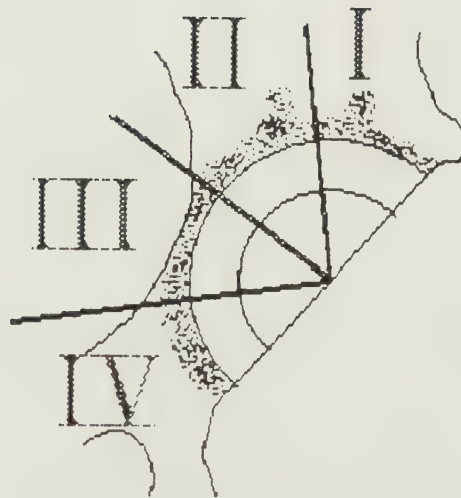
Die Messung des Anteversionswinkels gestaltet sich viel schwieriger. Die Form der Ellipse, die durch die Anteversion bestimmt wird, ist abhängig von der Vergrößerung, die durch die Röntgenprojektion entsteht und dem Abstand der Pfanne vom Fußpunkt des Vertikalstrahls. Je größer der Abstand des Objektes zum Vertikalstrahl, desto größer seine Röntgenverzeichnung (KOHLMANN, 1987). KOHLMANN hat eine Methode entwickelt, um den Anteversionswinkel aus dem a.p.Röntgenbild des Beckens zu bestimmen.

Die Messungen und Berechnungen der Anteversionswinkel sind nur möglich, wenn der Metalldraht, der die Pfanneneingangsebene markiert, gut sichtbar ist. Bei Verwendung eines Pfannenstützring nach EICHLER überdeckt dieser im Röntgenbild der Metalldraht und verhindert somit die Messungen.

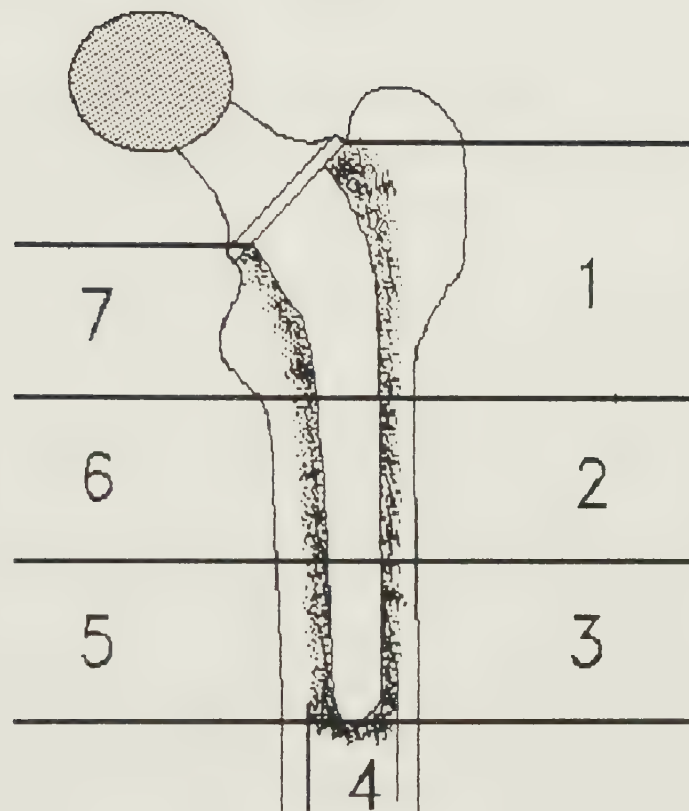
Eine Dislokation des Prothesenschaftes wurde durch einen Vergleich von dem Abstand zwischen Unterrand des Prothesenkragens und der Oberkante des Trochanter minor, festgestellt. Wenn die Darstellung des Trochanter minor nicht ideal war, wurde der Abstand zwischen Oberkante Trochanter major und Oberrand des Prothesenkragens gemessen.

Ein eventuell vorhandener Bindegewebssaum wurde an der Pfannenzirkumferenz gemessen. Dazu wurde der Pfannenrandbereich in 4 Segmente unterteilt und das Vorhandensein von einem Saum von mehr als einem Millimeter in dem jeweiligen Segment notiert (Figur 5). Analog dazu wurde der Randbereich des Schaftes in 7 Segmenten unterteilt und auch hier das Vorhandensein eines Bindegewebssaumes notiert (Figur 6).

Die periartikuläre Verkalkung wurde nach ARCQ (ARCQ, 1973) in 4 Grade eingeteilt. (Tabelle 7)



Figur 5. Einteilung des Pfannenbereichs in 4 Segmente zur Beurteilung der Osteolysenzonen und Zementschicht.



Figur 6. Einteilung des Schaftbereichs in 7 Segmente zur Beurteilung der Osteolysenzonen und der Zementmanschette.

Tabelle 7. Periartikuläre Verkalkungen nach ARCQ (1973)

CA 0:	keine Verkalkung
CA 1:	isolierte oder mehrere kleine Verkalkungsschatten im Bereich der lateralen Gelenkkapsel
CA 2:	Verkalkungen, die einen Teil der Endoprothese berühren oder eine Überbrückung und Verbindung zwischen Pfanne und Trochanter herstellen
CA 3:	Vollkommene Ummauerung der Prothese

Als Lockerung wurde definiert: Dislokation einer der Prothesenkomponenten von mehr als 5 Millimeter oder ein sich verbreiternder Bindegewebssaum in allen Segmenten. Eine arbiträre Grenze von 5 Millimetern wurde genommen, da sich bei der Projektionen mit leichter Rotation des Beckens oder des Femurs eine scheinbare Dislokation von bis zur 5 Millimetern ergeben kann. (SUTHERLAND et al, 1982) Ein konstanter Bindegewebssaum von einem Millimeter oder weniger wurde nicht als Lockerung gewertet (RITTER et al, 1973, BOSCH et al, 1980). Eine herdförmige Osteolyse, wie sie häufig im Calcarbereich vorkommt, bedingt keine Instabilität.

Die Dicke des Zements wurde nicht gemessen. Sie kann stark an jeder Stelle der Pfannencircumferenz differieren, wobei das Röntgenbild nur eine zweidimensionale Darstellung der dreidimensionalen Zementkuppel ergibt. Darüber hinaus bildet sich die Grenze Knochen-Zement nicht immer scharf ab, wenn der Knochen sich mit dem Zement innig verbindet.

6. ERGEBNISSE

6.1 Klinische Ergebnisse

6.1.1 subjektive Patientenangaben.

Von den 50 Patienten beurteilten 27 Patienten die Beweglichkeit im operierten Hüftgelenk als gut, 12 Patienten als mäßig und 11 Patienten als schlecht. 39 Patienten berichteten über keine oder nur vorübergehende Schmerzen. Die Bewertung der Schmerzen nach MERLE D'AUBIGNE, modifiziert nach CHARNLEY (Tabelle 5), ergab einen Durchschnittswert von 5,2 Punkten. Die Aufschlüsselung der Schmerzen zeigt Abbildung 2.

Von den 50 Patienten betrug die Gehstrecke anamnestisch bei 34 (68%) mehr als ein Kilometer, bei 9 Patienten (18%) bis 1 Kilometer, bei 4 Patienten (8%) bis 500 Meter und bei 3 Patienten (6%) beschränkten sich die Gehwege innerhalb der Wohnung (Abbildung 3)

6.1.2 objektive Untersuchungsbefunde

Die Gehfähigkeit nach MERLE D'AUBIGNE, modifiziert nach CHARNLEY ergab einen Durchschnitt von 4,3 Punkten für die gesamte Gruppe. Unterteilt nach CHARNLEY (Tabelle 5) ergibt sich für die Gruppe A (n=17) ein Durchschnittswert von 4,6 Punkten und für die Gruppe B (n=31) ein Wert von 4,1 Punkten. Zu bemerken ist, daß 3 Patienten aus der Gruppe B eine Lockerung der kontralaterale Hüftprothese, mit Dislokation von Prothesenteilen, hatten. Ihre Gehfähigkeit beurteilten wir mit 3 bzw. 4 bzw. 5 Punkte. Eine Patientin aus der Gruppe B hatte eine Girdlestone Hüfte an der kontralaterale Seite. Sie konnte sich nur mit Hilfe von zwei Gehstützen in Ihre Wohnung bewegen (1 Punkt). In die Gruppe C fielen nur 2 Patienten: Ein Patient hatte eine Laesion des Nervus femoralis intraoperativ erlitten.

Z.Zt. der Nachuntersuchung war diese deutlich zurückgebildet, aber der Patient hatte noch eine ausgeprägte Quadrizepsatrophie. Er konnte längere Zeit nur mit Hilfe eines Gehstocks gehen (4 Punkte). Die zweite Patientin litt an einer chronischen Polyarthrit, die Ihre Mobilität einschränkte. Der Durchschnittswert aus allen drei Gruppen lag bei 4,5 Punkte. (Abbildung 4)

Die Beweglichkeit nach dem Schema von MERLE D'AUBIGNE, modifiziert nach CHARNLEY, im operierten Hüftgelenk ergab einen Durchschnittswert von 4,7 Punkten bei einem durchschnittlichen Bewegungsumfang von 161,6 Grad (Werte von Flexion, Abduktion, Innen- und Außenrotation addiert). 35 Patienten erreichen eine Beugung von 90 oder mehr Grad im operierten Hüftgelenk (Abbildung 5)

Für die Gesamtbewertung werden die Punkte der 3 Kriterien zusammengezählt und nach folgendem Schema eingestuft: 0-9 Punkte: schlecht, 10-12 Punkte: mäßig, 13-15 Punkte: gut und 16-18 Punkte: sehr gut.

Die durchschnittliche Gesamtbewertung aller drei obengenannten Kriterien zusammen ergeben 14,2 Punkten. Nach dieser Bewertung sind 34 % als sehr gut, 42% als gut, 22 % als mäßig und 2 % als schlecht einzustufen.

Als zweites Bewertungsschema wurde der HARRIS hipscore herangezogen (Abbildung 6). Der Durchschnittswert nach dieser Berechnung ergab 78 Punkte. Das Minimum lag bei 42, das Maximum bei 100 Punkten. 15 Patienten (30%) hatten ein sehr gutes Resultat (90-100 Punkte), 13 Patienten (26%) ein gutes Resultat (80-90 Punkte), 9 Patienten (18%) ein mäßiges Resultat (70-80 Punkte) und 13 Patienten (26%) ein schlechtes Resultat (< 70 Punkte).

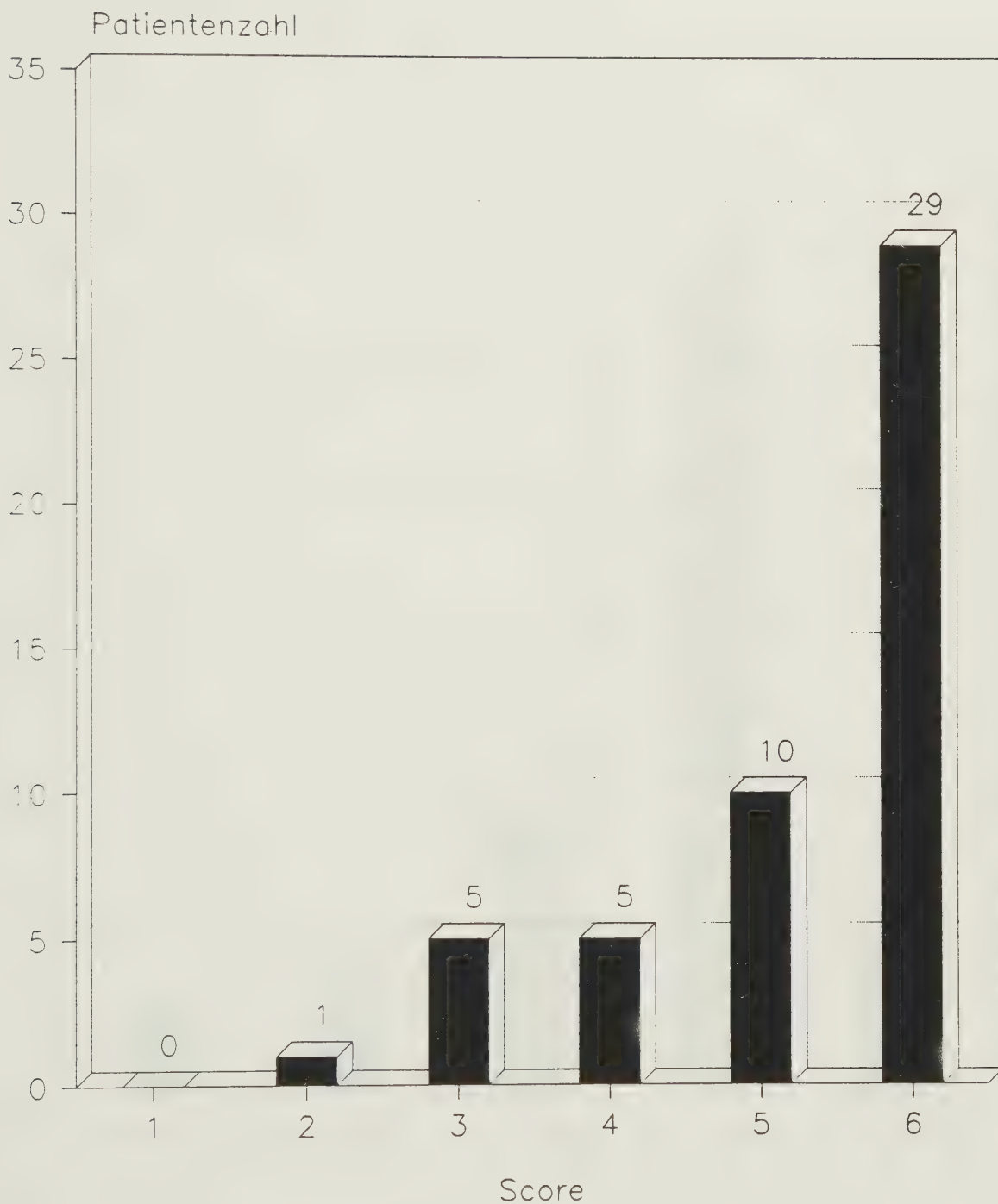


Abbildung 2.

Schmerzen zur Zeit der Nachuntersuchung,
unterteilt in Gruppen nach der Score von
Merle d'Aubigné (siehe Tabelle 5) (n=50)

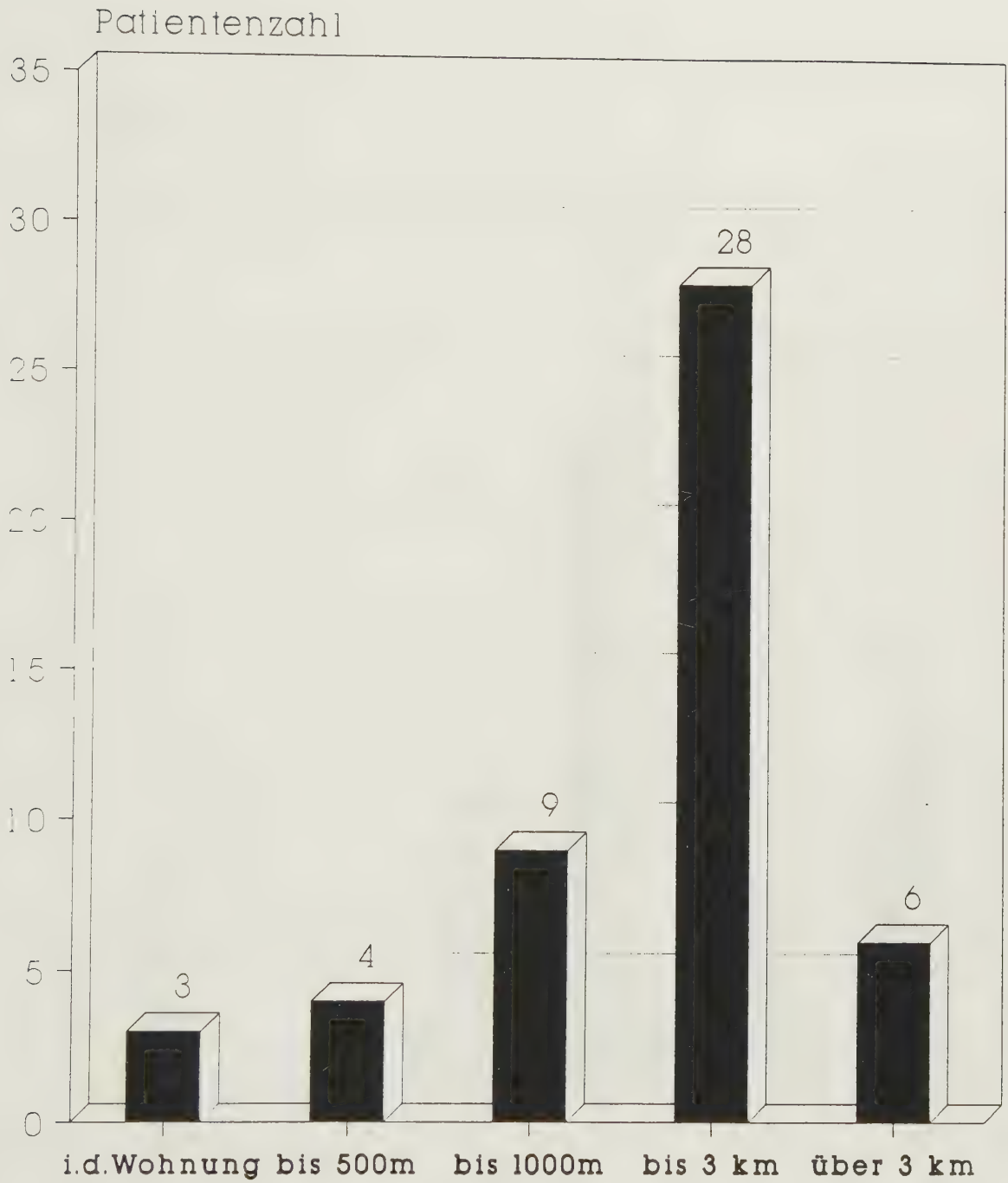


Abbildung 3. Gehstrecke der Patienten zur Zeit der Nachuntersuchung (n=40)

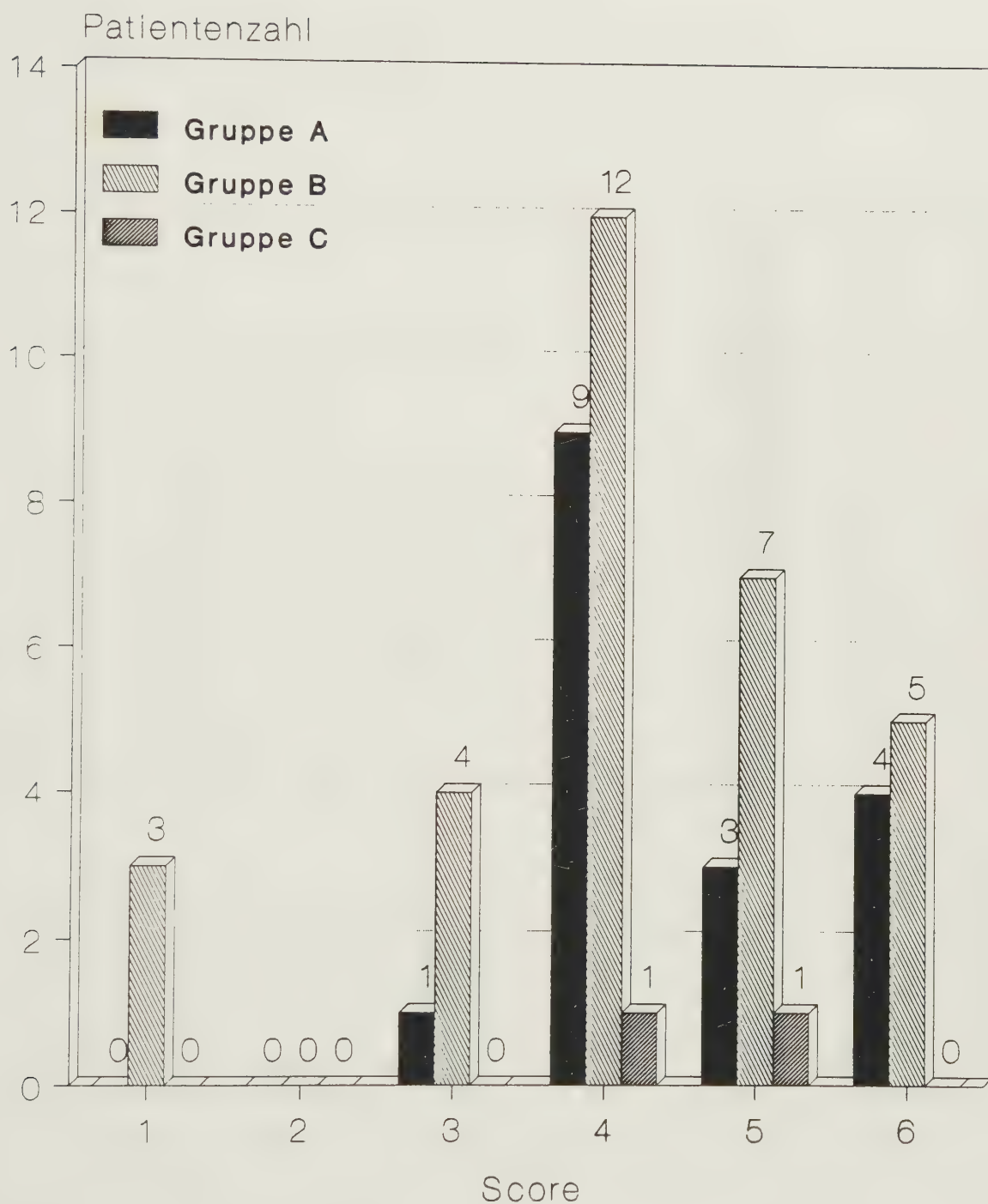


Abbildung 4. Gehfähigkeit z.Zt. der Nachuntersuchung unter verteilt in Gruppen nach der Score von Merle (Tab.5).

'Aubigné

Score 1: kein Gehen möglich, Score 6: normales Gehen möglich.
 Gruppe A: einseitige Hüfterkrankung ohne Begleiterkrankungen
 Gruppe B: beidseitige Hüfterkrankung ohne Begleiterkrankungen
 Gruppe C: Hüfterkrankung mit belastende Begleiterkrankungen

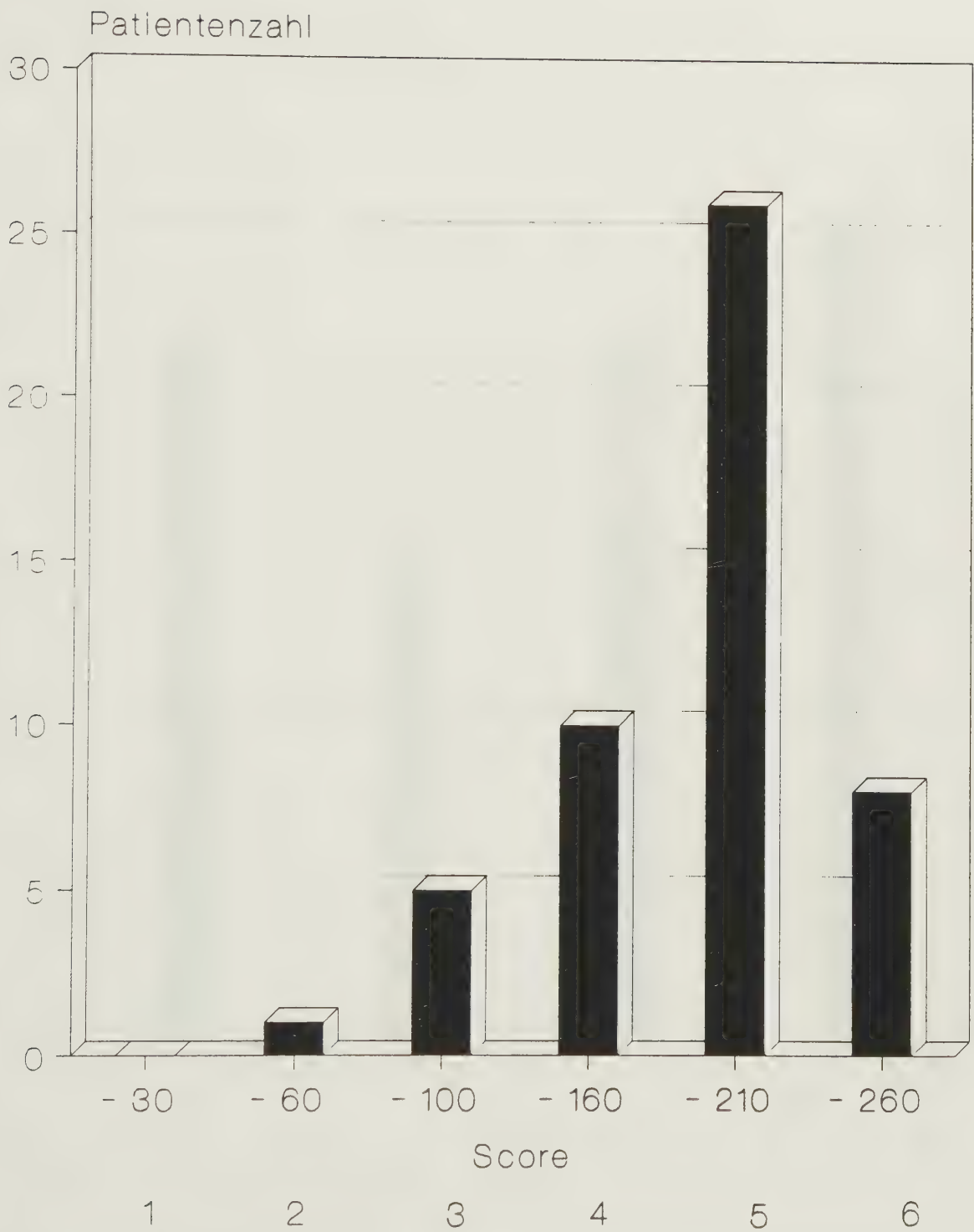


Abbildung 5. Beweglichkeit z.Zt. der Nachuntersuchung unterverteilt nach der Score von Merle d'Aubigné (Tab. 5) mit den additiven Gradzahl für Flexion, Rotation und Abduktion.

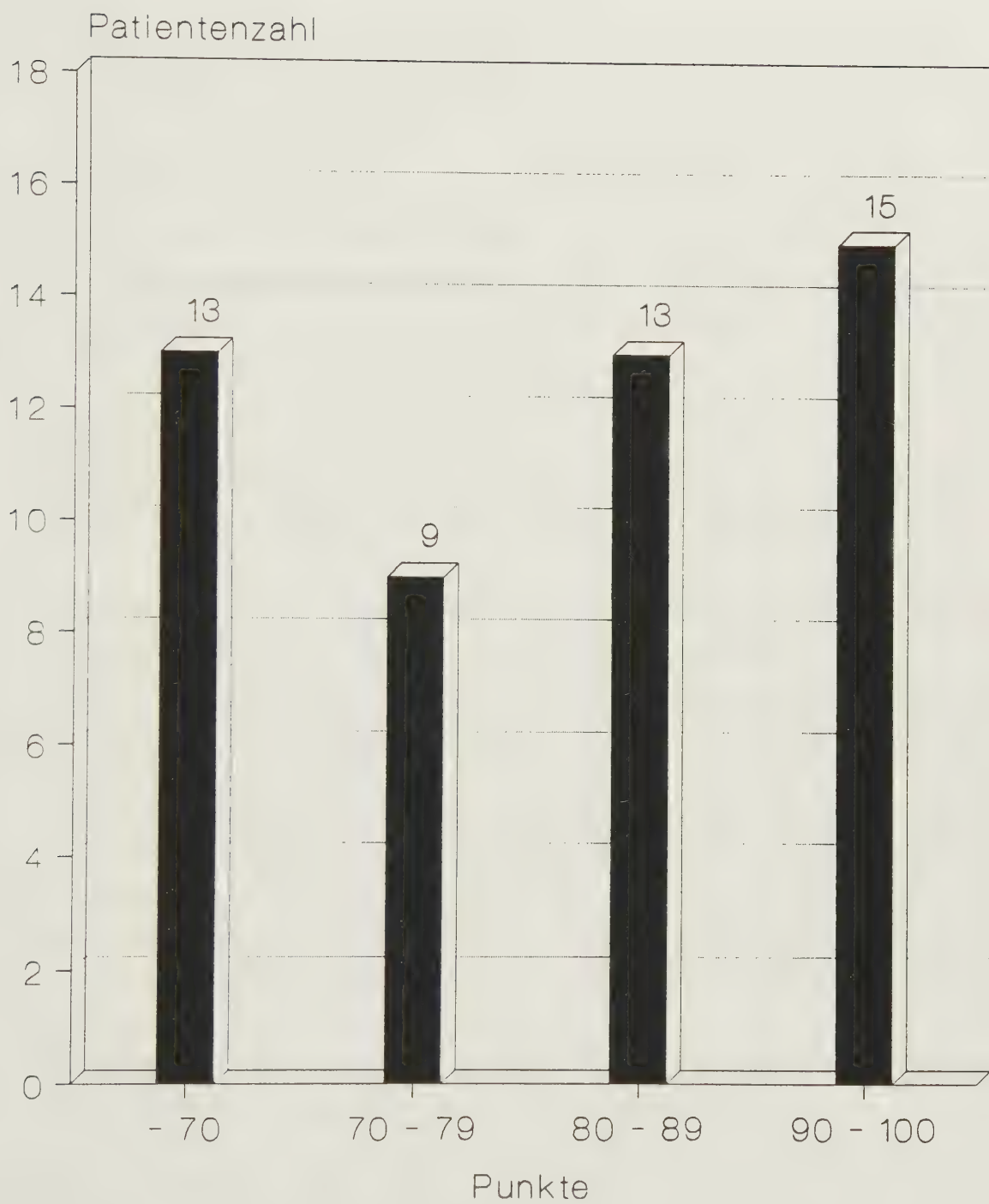


Abbildung 6. Klinische Ergebnisse nach der modifizierte Harris hipscore
(Siehe Tab. 6)

6.2 Röntgenologische Ergebnisse

Als Pfannenlockerung wurde definiert: Dislokation der Pfanne (Veränderung der Inklination, der Anteversion, der Protrusio sowie der vertikale Wanderung) oder ein sich verbreiternder Bindegewebsaum um die Pfannencircumferenz.

Die Inklination der implantierten Pfanne beträgt bei diese Untersuchung durchschnittlich 56 Grad, mit einem Minimum von 41 Grad und einem Maximum von 84 Grad. Man nimmt im allgemeinen an, daß die ideale Inklination der Pfanne 45 ± 15 Grad beträgt. Die Zahl der Pfannen, die eine Inklination von mehr als 60 Grad aufweisen beträgt in der eigene Untersuchung 14 (28%).

Eine Veränderung des Inklinationswinkels zwischen dem postoperativen Röntgenbild und dem Röntgenbild bei der Nachuntersuchung von mehr als 2 Grad zeigten 2 Patienten, nämlich von 45 nach 52 Grad und von 61 zur 70 Grad.

Die Anteversion konnte bei 22 Patienten berechnet werden (13 ausgetauschte und 9 erstimplantierte Pfannen). Bei 24 Patienten konnte die Anteversion nicht berechnet werden, da der implantierten Eichlerring zu Überlagerungen auf dem Röntgenbild führte. Bei weitere 4 Patienten wurde die Metallpfanne nicht ausgewechselt und auch hierbei war die Berechnung der Anteversion nicht möglich. Die Anteversion der neuimplantierte Pfannen variierte von -1 bis 22 Grad, durchschnittlich 9 Grad, bei den nicht ausgetauschte Pfannen von 4 bis 24 Grad, durchschnittlich 12 Grad. Eine Differenz von mehr als 5 Grad zwischen der Anteversion postoperativ und bei der Nachuntersuchung fand sich bei 2 Patienten, bei beide war es ein ausgetauschte Pfanne.

Eine vermehrte Protrusio von mehr als 2 Millimetern zeigte 1 Patient. Eine vertikale Wanderung der Pfanne von mehr als 5 Millimeter zeigten 3 Patienten.

Nach diesen Kriterien zeigten 4 Patienten eine Dislokation der Pfanne. Es läßt sich feststellen daß ein isoliertes Auftreten eines Kriteriums nicht vorkommt.

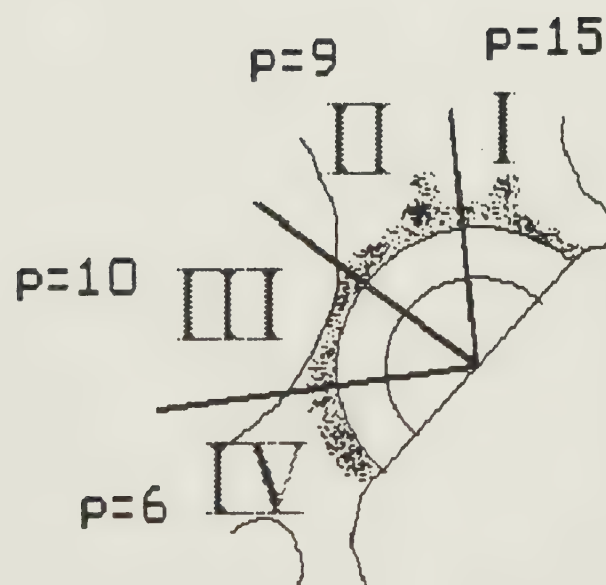
Einen Bindegewebsaum um Teile der Pfanne von mehr als einem Millimeter ließ sich bei 22 Patienten nachweisen (Figur 7) Dabei hatten 3 Patienten dieser Gruppe ein Bindegewebsaum von mehr als einem Millimeter im Bereich der gesamten

Zement-Knochengrenze. Bei alle drei Patienten nahm dieser Bindegewebsaum auch zu. Eine Zunahme eines inkompletten Bindegewebsaum zeigte sich bei 2 Patienten.

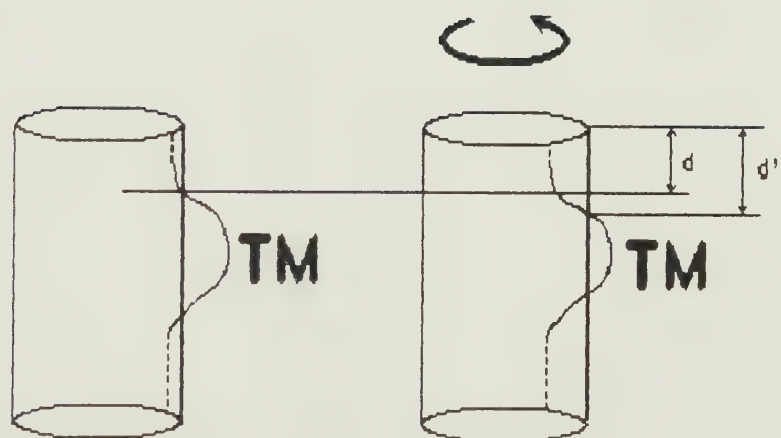
Zusammenfassend zeigte sich bei 7 Patienten eine Pfannenlockerung. Es betrifft 5 Patienten, bei denen die Pfanne ausgetauscht wurde und 2 Patienten, bei denen nur der Schaft ausgetauscht wurde und die erstimplantierte Pfanne verblieben war. Von diesen 7 Patienten hatten drei keine Schmerzen, einer vorübergehende, zwei nur beim Gehen und ein Patient hatte lebhaft Schmerzen, die fast jede Aktivität verhinderten. Nur bei dem Patienten mit vorübergehenden Schmerzen war ein normales Gehen möglich, 1 Patient zeigte ein leichtes Hinken, 4 konnten nur mit einem Stock längere Zeit gehen und der Patient mit der starken Protrusio hatte lebhaft Schmerzen und konnte nur kurze Zeit mit einem Stock gehen.

Als Beweis für die Dislokation der femoralen Komponente dient eine Änderung des Abstands Unterrand-Prothesenschaftkragen zum Oberrand Trochanter minor. Eine Veränderung von mehr als 3 Millimetern zeigte sich bei 8 Patienten. Bei 2 Patienten beruhte diese Veränderung auf einem Meßfehler, was sich bei einen Vergleich mehrere Röntgenbilder beweisen ließ.

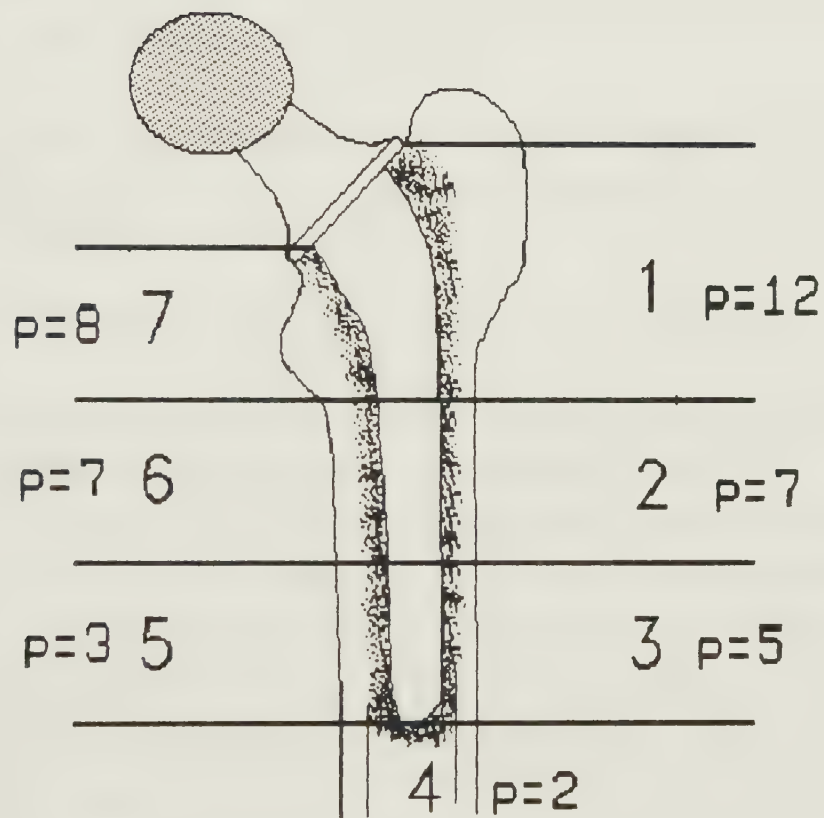
Durch eine Drehung vom Femurschaft projiziert sich der Oberrand vom Trochanter minor an eine andere Stelle (Figur 8). Eine Alternative ist die Messung Oberrand Trochanter major zum



Figur 7. Lockerung in den verschiedene Segmente des Pfannenbereichs.
 p= Zahl der Patienten mit Lockerung in diesem Segment.



Figur 8 Bei Drehung des Femurs verändert der Projektion des Trochanter minor (TM) auf dem Röntgenbild und somit der gemessene Abstand $\langle d \rangle$ (Unterrand Prothesenkragen-Oberkante Trochanter minor).



Figur 9 Lockerungen in den verschiedene Segmente des Prothesenschaftes. p= Zahl der Patienten mit Lockerung in diesem Segment.

Oberrand-Schaftkragen, diese Methode ist aber auch nicht immer genau, weil sich hier oft periartikuläre Verkalkungen bilden. Von den 32 ausgewechselten Schäften müssen 6 als disloziert bezeichnet werden.

Im Bereich des Prothesenschafts wurden bei 19 Patienten Saumbildung von mehr als einem Millimeter festgestellt. Eine Verteilung der Bindegewebssäume in den verschiedenen Schaftsegmente zeigt Figur 8. Ein kompletter Bindegewebssaum an der gesamten Zement-Knochengrenze auf den postoperativen Röntgenbildern wurde bei 4 Patienten gesehen. Bei 2 dieser Patienten war dieser Saum einen Millimeter oder weniger breit und unverändert bei der Nachuntersuchung. Zwei Patienten zeigten eine Zunahme dieses kompletten Bindegewebssaums. Bei einem dieser beiden Patienten war jedoch der Schaft nicht disloziert.

Als gelockert gelten somit 7 der ausgewechselten Prothesenschäfte. Alle bei der Reoperation nicht ausgewechselten Prothesenschäfte zeigten auch bei der Nachuntersuchung keine Lockerungszeichen.

Lockerungen beider Prothesenkomponente wurde bei 1 Patient gefunden.

Von den 6 Patienten mit Schaftdislokation hatten 2 Patienten keine Schmerzen, konnten ohne Hilfsmittel gehen und hatten eine Gehstrecke von mehr als 2 Kilometern. Ein Patient hatte keine Schmerzen, konnte aber nur mit Hilfe eines Stockes längere Zeit gehen. Seine Gehstrecke betrug circa einen Kilometer. Ein vierter Patient hatte nur leichte und vorübergehende Schmerzen und konnte ohne Hinken mehrere Kilometer gehen. Zwei Patienten schließlich hatten belastungsabhängige Schmerzen, der eine konnte aber trotz der Schmerzen ohne Gehhilfe mehrere Kilometer gehen, der andere konnte sich nur mit Hilfe von zwei Gehstützen in der Wohnung bewegen.

Der Patient mit Lockerung der Prothesenschaft ohne Dislokation hat einen kontinuierlichen Schmerz in der operierte Hüfte, benutzt zwei Gehstützen und kann nur kurze Strecken gehen (< 100 Meter).

Das relativ günstige Bild der fünf erstgenannten Patienten ist vielleicht aufgrund einer Fixation nach Einsinken der Prothese im Schaft und damit stabilen Verhältnisse zu erklären.

Die periartikulären Verkalkungen wurden befundet und nach dem Schema von ARCQ in drei Graden eingeteilt (siehe Methodik). Insgesamt 34 (68%) der nachuntersuchten Patienten hatten periartikuläre Verkalkungen. (Tabelle 8)

Tabelle 8. Die periartikuläre Verkalkungen (n=50)

ARCQ			n absolut	%
CA	0	keine	16	32
CA	I	Verkalkungsinselfn	27	54
CA	II	Überbrückung	4	8
CA	III	Ummauerung	3	6

Der Bewegungsumfang bei der 3 Patienten mit ARCQ III war:

1. Flexion 30, Abduktion 20, Innenrot. 10, Außenrot. 0
2. Flexion 80, Abduktion 10, Innenrot. 10, Außenrot. 10
3. Flexion 50, Abduktion 20, Innenrot. 10, Außenrot. 10

7. DISKUSSION

Die Ergebnisse primärer Implantationen von Hüftendoprothesen sind im allgemeinen in Bezug auf die Schmerzfreiheit und die Wiederherstellung der Gehfähigkeit zufriedenstellend. OLDER (1986) fand bei einer Nachuntersuchung bei 153 Patienten 10-12 Jahre nach Implantation einer Charnley-Prothese 88% gute und sehr gute Ergebnisse. JOHNSTON und CROWNSFIELD (1983) fanden nach 10 Jahre nach Implantation bei 256 Patienten 87% gute Resultate, SALVATI et al (1981) fanden bei 100 Patienten nach 10 Jahre 86% gute und sehr gute Resultate.

Über Lockerungsraten werden in der Literatur, abhängig von der Definition der Lockerung, Art der benutzten Prothese, dem Beobachtungszeitraum sowie dem Patientengut sehr unterschiedliche Zahlen angegeben. Ein direkter Vergleich der in einem Haus durchgeführten Zahl von Austauschoperationen im Zeitraum 1979 bis 1987 mit der in diesem Intervall ausgeführten Erstoperationen ist nicht sinnvoll. Viele Patienten wechseln bei Prothesenlockerung, vor allem bei Infektion, die Klinik zur Reoperation. Man kann für ein mittleres Kreiskrankenhaus nicht davon ausgehen, daß die Zahl der auswärts erstoperierten Patienten, bei denen es zu einer Lockerung der Prothese gekommen ist und die dann zur Austauschoperation gekommen sind, der Zahl der Patienten entspricht, die aus dem eigenen Patientengut an einer anderen Klinik eine Austauschoperation haben durchführen lassen. Die effektive Lockerungsrate entspricht zweitens nicht der Zahl der Reoperierten, da viele Patienten auf Grund des Alters oder des Allgemeinzustandes, trotz Lockerung der Prothese, nicht operiert werden.

SALVATI et al geben als Reoperationsrate 3% an, JOHNSTON und CROWNSFIELD 4,3%, OLDER 6%, AMSTUTZ et al 9% und OLSEN et al 9,3%.

Viel höhere Zahlen stammen von SUTHERLAND et al, sie geben 25 % Revisionen nach 10 Jahre an, BECKENBOUGH und ILSTRUP 8,3 % nach 4-7 Jahre, JOHNSON et al 14 % nach 10 Jahre, ALMBY et al 46 %.

Wie sich die Ergebnisse der Erstoperationen bei den verschiedene Autoren unterscheiden, so findet man auch Unterschiede bei den Untersuchungen nach Austauschoperationen. Ergebnisse, die vergleichbar sind mit denen der primären Implantationen wurden von KAVANAGH et al (1985), PELLICI et al (1982) und RITSCHL et al (1986) berichtet. Der Beobachtungszeitraum dieser Untersuchungen lag bei 4,5; 3,4 und 3,2 Jahren. PELLICI et al (1985) haben dasselbe Patientengut, worüber sie 1982 berichteten, weiter verfolgt und fanden bei einem längeren Beobachtungszeitraum von durchschnittlich 8,1 Jahren deutlich schlechtere Ergebnisse.

Zur Beurteilung von Operationsergebnissen nach Hüftgelenksoperationen sind viele Bewertungsschemata bekannt. Der HARRIS-hipscore, der modifizierte HARRIS-hipscore, der Mayo-hipscore, der Hospital-for-Special-Surgery-hipscore und das Schema nach MERLE D'AUBIGNE und POSTEL (1954) modifiziert durch CHARNLEY (1972) sind unterschiedliche Modelle, die jeweils versuchen, möglichst objektiv den Erfolg einer Hüftoperation zu bewerten und damit vergleichbar zu machen. Manches Schema benutzt nur klinische Parameter, andere kombinieren diese mit röntgenologischen Daten.

Die Schwierigkeit bei der Evaluation von Austauschoperationen ist die Diskrepanz zwischen klinischen Symptomen und röntgenologischen Lockerungszeichen. Für diese Studie wurde das am weitest verbreitete Schema nach MERLE D'AUBIGNE modifiziert nach CHARNLEY und der HARRIS hipscore modifiziert nach ILSTRUP gewählt. Momentan läuft in der U.S.A. eine Studie durch die Hip society, um eine einheitliche Bewertungsmethode zu empfehlen.

Die vorliegende Studie läßt sich aus den obengenannte Gründen nur mit Einschränkungen mit den uns vorliegende Ergebnissen von andere Autoren vergleichen. Eine Auflistung verschiedener Studien mit nachuntersuchten Patienten bei Austauschoperationen zeigt Tabelle 9.

KAVANAGH et al, HOOGLAND et al und HUNTER et al bewerteten nach dem HARRIS Score. KAVANAGH et al berichteten über 62% gute bis sehr gute (80-100 Punkte) Resultate, bei einen Durchschnittswert von 77,3 Punkten. HOOGLAND et al berichteten über ein viel kleineres Patientengut (32 Pat.), sie fanden 60% gute bis sehr gute Resultate bei einen Durchschnittswert von 79,1 Punkten. HUNTER et al berichteten über ein viel schlechteres Ergebnis, sie fanden nur 31% gute bis sehr gute Resultate, bei 22% der Patienten wurden dagegen die ausgetauschte Prothese wieder entfernt ohne erneute Implantation (Girdlestone-Operation). Diese sehr schlechten Resultate werden zum Teil erklärt durch eine sehr hohe Infektionsquote von 32 %. In dieser Studie werden keine Durchschnittswerte und keine durchschnittliche Nachuntersuchungszeit angegeben.

In der vorliegenden Studie wurde 54% gute bis sehr gute Resultate (nach dem Harris-score) gefunden, bei einem Durchschnittswert von 78,0 Punkten. Dieses Ergebnis ist mit dem von KAVANAGH et al und HOOGLAND et al vergleichbar.

Tabelle 9. Klinische Studien nach Austauschoperationen.

Untersucher	Jahr	Patientenzahl	Zeitraum	Score
Kavanagh et al	1985	162	4,5	Harris
Hoogland et al	1981	32	3,2	Harris
Hunter et al	1979	140	?	Harris
Broughton und Rushton	1982	41	?	Harris
Callaghan et al	1985	139	3,6	HSS
Pellici et al	1982	110	3,4	HSS
Pellici et al	1985	99	8,1	HSS
Ejsted und Olsen	1987	97	3,9	Merle

Zeitraum = durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum

Harris = Harris-Hipscore modifiziert nach Ilstrup

HSS = Hospital of Special Surgery Hipscore

Merle = Hipscore nach Merle d'Aubigné mod. nach Charnley

Unter Bewertung nach dem MERLE D'AUBIGNE Schema, kann man die vorliegende Studie vergleichen mit der Studie von EJSTED und OLSEN (1987) die über 97 Patienten mit einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 3,9 Jahren berichteten. Sie fanden einen durchschnittlichen Wert von 5,5 Punkten für die Beurteilung der Schmerzen, für die Gehfähigkeit in Gruppe A 5,2 Punkte, in den Gruppen A und B zusammen 5,0 Punkte, und für die Gruppe C 2,4 Punkte. Für die Beweglichkeit berichteten sie einen Wert von 4,9 Punkten.

Die vorliegende Untersuchung fand für Schmerzen 5,2 Punkte, für die Gehfähigkeit in Gruppe A 4,6 Punkte, Gruppe A und B zusammen 4,3 Punkte, und für die Beweglichkeit 4,7 Punkte. EJSTED und OLSEN benutzten als Austauschmodell ebenfalls eine Lubinus-Prothese. Die erstimplantierten Prothesen bestanden bei EJSTED und OLSEN zum größten Teil aus Ringprothesen im Gegensatz zu Charnley-Müller- und Judetprothesen in der vorliegenden Studie. Das Alter der Patienten beider Studien ist vergleichbar. (EJSTED und OLSEN: 71 Jahren, eigene Studie: 66,4 Jahren) Nur in Bezug auf die Gehfähigkeit sind die Ergebnisse der vorliegenden Studie etwas schlechter, die anderen Kriterien sind vergleichbar.

Bei der Auswertung der vorliegenden Studie wurde uns bewußt, daß die Einteilung in bestimmte Gruppen der benutzten Scores zu wenig differenziert ist. Es macht nur 5 Grad in einer Bewegungsrichtung aus, ob ein Patient in eine oder die andere Gruppe eingestuft wird. Auch ist Gehfähigkeit stark abhängig vom Allgemeinzustand des Patienten, von Begleiterkrankungen oder von kontralateralen Hüftleiden, die in den Scores nicht berücksichtigt werden. Viele ältere Patienten benutzen eine Gehhilfe, um ein höheres Sicherheitsgefühl beim Gehen zu haben, obwohl sie, wenn man nur die Hüftfunktion betrachtet, auch ohne Gehhilfe laufen könnten. Der Faktor Schmerz ist überhaupt schwer zu objektivieren.

Weitere Probleme beim Vergleich der Studien entstehen aus dem unterschiedlichen Lebensalter der Patientengruppen, den verschiedenen Operationsmethoden, unterschiedlich langen Nachuntersuchungszeiten und, der oft zu kleinen Anzahl von Patienten.

Eine Auswertung der Röntgenbilder zeigte eine alarmierend hohe Zahl von Lockerungszeichen. An der Pfanne zeigten 44 % der Patienten einen Bindegewebssaum von mehr als 1 Millimeter, 3 Patienten einen kompletten Saum und bei 5 Patienten nahm dieser Bindegewebssaum zu.

Um den Schaft zeigten 19 Patienten einen Bindegewebssaum von mehr als 1 Millimeter, 4 hatten einen kompletten Saum, der bei 2 Patienten progredient war. Komponentenlockerungen finden sich im Bereich der Pfanne bei 7 Patienten (14 %), im Bereich des Schaftes ebenfalls bei 7 (14 %). Insgesamt sind von den Lockerungen 13 Patienten betroffen.

Diese hohen Zahlen sind mit denen in der Literatur angegebenen Zahlen für aseptische Lockerungen vergleichbar. AMSTUTZ et al (1982) fanden bei 66 Patienten, die sie zwischen dem 1. und 9. Jahr (durchschnittlich 2,1 Jahre) nachuntersucht hatten, 20% progressive Bindegewebssäume. Diese Zahl kann man nur bewerten, wenn man die Zahl der wegen einer Prothesenlockerung reoperierten Patienten ins Verhältnis zu der Patienten mit Bindegewebssäumen auf dem Röntgenbild setzt. Bei AMSTUTZ et al war die Zahl der reoperierten Patienten 9%. RITSCHL et al fanden bei 80 Patienten (nach durchschnittlich 3,2 Jahre) 13% Komponentenmigrationen und 12,5% Reoperationen. 29% ihren Patienten zeigten einen zunehmenden oder ausgeprägten Bindegewebssaum um den Schaft. 16% wiesen einen Bindegewebssaum um die Pfanne auf.

PELLICI et al fanden bei 34% der Patienten progrediente Bindegewebssäume bei einer Reoperationsrate von 5,4 %.

1985 fanden sie nach durchschnittlich 8,1 Jahren weitere 7 % progrediente Bindegewebssäume. Die Reoperationsrate stieg auf 11% an.

KAVANAGH et al (1985) fanden nach durchschnittlich 4,5 Jahren 20% Pfannenlockerung und 44% Schaftlockerung bei einer Reoperationszahl von 9%. Bei allen Untersuchern liegen diese Zahlen nach Austauschoperationen deutlich höher als nach primären Prothesenimplantationen.

In dieser Studie mußte bei drei Patienten noch eine zweite Reoperation durchgeführt werden. Bei 2 Patienten war diese wegen erneuter Prothesenlockerung, bei einem Patient wegen Infektion der Prothese notwendig. Addiert man die röntgenologisch gelockerte Prothesen zu den reoperierten Prothesen so ist die Gesamtzahl der Prothesenlockerung in dieser Studie 17.

Auf Grund der höheren Schwierigkeiten und längeren Operationsdauer der Austauschoperationen im Vergleich zu primären Prothesenimplantationen war es zu erwarten, daß die Zahl der perioperativen Komplikationen auch größer sei. Vergleichend mit der Studie von RUNKEL, der 70 Patienten mit primärer zementierter Hüftendoprothese (Zeitraum 1978-1980, Kreiskrankenhaus Siegen), nachuntersuchte, fanden wir eine annähernd gleiche Zahl an perioperativen Komplikationen.

Im Gegensatz hierzu berichtet die multizentrische Studie von GRISS et al für Primärimplantationen weniger Komplikationen. AMSTUTZ et al fanden bei Austauschoperationen höhere Komplikationsraten. Ihren Patientengut hat ein Durchschnittsalter von 51,7 Jahren, ist also deutlich jünger als in der vorliegenden

Studie (67,7) und die Operationen wurden von 5 verschiedenen Chirurgen durchgeführt. In dieser Studie wurde verschiedene Prothesentypen verwendet. Diese drei Faktoren könnten eine Erklärung sein für die höhere Komplikationsrate in der Studie von Amstutz.

Die periartikulären Verkalkungen wurden nach dem Schema von ARCQ in drei Grade eingeteilt. Der Anteil an periartikuläre Verkalkungen in dieser Studie beträgt 68%, CA 1=54%, CA2=8%, CA3=6%. Diese Zahlen sind, in Bezug auf die mittlere und stärkere Ossifikation, vergleichbar mit der Studie von BOSSUNG aus dem Jahre 1986 (CA2=7%, CA3=6%, durchschnittlich 2,6 Jahre nach Austauschoperationen). Einen deutlichen Unterschied stellen wir bei der leichten Ossifikation CA1 mit 54% gegenüber 20% fest. Die Zahlen anderer Untersucher über die periartikulären Verkalkungen variieren ebenfalls sehr deutlich (CALLAGHAN et al = 36% und KAVANAGH et al = 65%). Die großen Schwankungen dieser Zahlen können zum Teil dadurch erklärt werden, daß bis zum dritten postoperativen Jahr die Anzahl als auch die Ausprägung der Verkalkungen noch ansteigt und danach relativ konstant bleibt (BOSSUNG, 1984, ARCQ, 1973).

Wir erklären uns die unterschiedliche Prozentangaben in der Literatur, unter anderem damit, daß eine sehr große Schwankung an Nachuntersuchungszeiten vorliegt.

Es steht zu vermuten, daß die Zahl der periartikulären Verkalkungen sowohl in der vorliegende Studie als in anderen (CALLAGHAN et al, 1985, KAVANAGH et al, 1985) nach längerem Beobachtungszeitraum noch etwas zunehmen wird.

Man nimmt an, daß der Grund für diese Verkalkungen Folgen der intraoperativen Gewebsverletzungen, der im Wundbereich verbliebenen Knochenspäne und der ausgesprengten Spongiosateilchen sind. Die periartikulären Verkalkungen sind nach Versorgung mit Hüftendoprothesen keine gefährliche Komplikation. In den Fällen mit starker Beeinträchtigung der Gelenkfunktion sind sie für den Patienten aber doch ein großes Problem. Für den behandelnden Arzt stellt sich die Frage nach einer sicheren Methode zur Vermeidung der Ossifikation. Über die Prophylaxe von Ossifikationen mit EHDP (Äthylen-1-Hydroxy-1,1-DiPhosphonat) werden unterschiedliche Angaben gemacht. Während THOMAS und AMSTUTZ (1986) keine effektive Wirkung feststellen konnten, berichtete DUSTMANN und GODOLIAS (1988) über gute Erfolge.

Sodemann et al. 1988 berichtete über sehr gute Erfahrungen bei einer Medikation von Indometacin und Ibuprofen, welche für 3 Wochen gegeben wurde. Es ließen sich bei 166 Patienten keine signifikante Ossifikationen feststellen.

Es gibt unterschiedliche Meinungen darüber ob man eine nicht gelockerte Prothesenkomponente belassen kann. BROUGHTON und RUSHTON (1982) meinen, daß bei einer Austauschoperation immer beide Komponente gewechselt werden sollten. KAVANAGH et al (1985) sind der Meinung, daß man einen festsitzenden Teil der Prothese durchaus belassen kann. Viele andere Autoren vertreten ebenfalls die Meinung von KAVANAGH et al (WROBLEWSKI, PELLICI, ARAJÄRVI, JOHNSON, RITSCHL). Im Kreiskrankenhaus Siegen wird ein festsitzendes Prothesenteil belassen.

Die Entfernung eines festsitzenden Prothesenteils kann sehr schwierig sein. Die Operationsdauer ist wesentlich verlängert, es besteht ein höheres Risiko für Nachblutungen, das knöcherne Prothesenlager wird eventuell beschädigt, es können sogar Frakturen des Femurschaftes auftreten.

In unserem Patientengut haben sich 2 von den 10 nicht ausgetauschten Pfannen gelockert, von den 18 nicht ausgetauschten Prothesenschafts zeigte sich, zu Zeit der Nachuntersuchung, keine gelockert.

Während die Studie von RUNKEL einen Anteil von 28% männlichen Patienten hatte, ist der Anteil an Männern bei Austauschoperationen im selben Krankenhaus mit 38% erhöht.

Obwohl die Zahlen gering sind, deutet dies auf ein erhöhtes Lockerungsrisiko für Männer hin. Ein erhöhtes Lockerungsrisiko für Männer wurde schon durch OLSSON et al (1981), SUTHERLAND et al (1982), MORSCHER und SCHMASSMANN (1983) und JOHNSON et al (1988) nachgewiesen. Um Aussagen über andere Lockerungsrisiken

z.B. Übergewicht, junges Alter bei der Erstimplantation und rheumatoide Arthritis zu treffen, sind die Zahlen dieser Studie zu gering.

Verschiedene Operateure wie MITTELMEIER, ZWEYMÜLLER, HOFFMANN und Biehl bevorzugen für die Reoperation eine zementfreie Implantation von Austauschprothesen. Sie argumentieren aus dem Gesichtspunkt heraus, ein durch Abriebpartikel und Fremdkörpergranulationsgewebe geschädigtes Knochenlager, sei nicht durch zusätzliche Noxen in Form des PMMA-zementes zu belasten. Sie beschreiben in Abwesenheit von Zement, eine erhöhte Fähigkeit des Knochens zur Regeneration in der postoperative Phase. Ausgedehnte Spongiosaplastiken heilten ebenfalls schneller aus. Erforderlich bei dieser Methode ist, außer einer großen Erfahrung mit zementfrei zu implantierenden Prothesen, eine Knochenbank für die benötigte Spongiosa.

Die homologe Spongiosa die im Regelfall verwendet wird, entstammt der Knochenbank, in der die bei Erstoperationen entfernten Femurköpfe aufbewahrt werden. Eine gute knöcherne Durchbauung solcher homologen Knochentransplantationen mit festem Sitz zementfreier Hüftendoprothesen wurde von verschiedenen Untersuchern nachgewiesen (Gross et al, 1987, Otto et al, 1987, Steinbrink, 1987, Zweymüller und Ramach, 1986).

Als Nachteil der zementfreien Austauschoperationen wird, die bei der Verwendung von Spongiosaplastiken notwendige lange Immobilisation, genannt. Besonders nachteilig erscheint die in manche Fällen notwendige Ruhigstellung im Gipsverband (ROSSAK und BRINKMANN, 1977, ZWEYMÜLLER und RAMACH, 1986, ENGH et al., 1987)

Für primäre Implantationen zementfreier Endoprothesen liegen bis auf einige Ausnahmen (z.B. MITTELMEIER) keine Langzeitergebnisse vor. Dasselbe gilt für zementfreie Austauschoperationen. ZWEYMÜLLER und RAMACH berichteten 1985 über 42 Patienten mit einer Nachuntersuchungszeit von 1-3 Jahre (durchschnittlich 18 Monate), HOFFMANN (ebenfalls Zweymüller-Prothese) berichtete 1985 über 26 Patienten bei einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 14 Monate.

Engel et al beschreiben 1987 eine Anzahl von 87 Fälle mit einem Nachuntersuchungszeitraum zwischen 2 und 6 Jahren. Er implantierte verschiedene Prothesenmodelle, die zum Teil mit porösen Oberflächen versehen waren.

Die Tendenz bei primären Prothesenimplantationen besteht in einer Zunahme der zementfreien Implantationen. In den U.S.A. werden mittlerweile 50% der Prothesen zementfrei implantiert. Man kann davon ausgehen daß in Zukunft auch mehr gelockerte Prothesen durch zementfreie Modelle ersetzt werden. Ob hiermit der richtige Weg eingeschlagen wird, werden erst zukünftige Langzeitstudien sagen können.

Auch über neue Zementiertechniken, neue Zementsorten und neue mit Zement zu implantieren Modelle werden Langzeitstudien angefertigt werden müssen, um einen endgültigen Vergleich der beiden Methoden zu ermöglichen.

Zusammenfassend läßt sich aus den gemachten Erfahrungen in unserem Hause sagen, daß die Austauschoperationsergebnissen eines kleinen Krankenhaus denen von größeren Häusern oder von Fachabteilungen entsprechen. Die etwa gleich hohe Zahl der perioperativen Komplikationen (keine perioperative Mortalität) gegenüber Erstimplantation, läßt auch bei älteren Patienten eine Austauschoperation zumutbar erscheinen.

Die Forderungen für die Zukunft liegen vor allem in einem Wechsel der Erstimplantationsform. Wir führen heute bei jüngeren Patienten, bei denen Aufgrund der Lebenserwartung, unabhängig vom implantierten Modell ein Prothesenwechsel anstehen könnte, eine zementfreie Erstimplantation durch. Analog dazu gehen wir in unserem Hause dazu über, Patienten, die Lockerungen von Prothesen aufweisen und die klinische Lebenserwartung noch hoch erscheint, mit zementfreien Austauschprothesen zu versorgen.

Wie wir in dieser Studie belegen konnten, sind bei Austauschoperationen die Prothesenteile bei einem größeren Anteil von Patienten in kürzerer Zeit wieder gelockert.

Wir erwarten bei Anwendung von zementfrei implantierte Austauschprothesen neben einer längeren Lebenserwartung auch Vorteile bei einer eventuell notwendigen Austauschoperation.

Die Problematik des höheren Blutverlustes und die längere Nichtbelastbarkeit einer mit Spongiosaplastik reoperierten Hüfte muß kritisch bei der Indikationsstellung vom Befund am Patient abhängig gemacht werden. Bei Patienten, die den obengenannten Punkten nicht entsprechen, werden wir auch in Zukunft eine Austauschoperation in der in dieser Studie vorgelegten bewährten Form durchführen.

Die bei größeren Knochensubstanzverlusten nötige homologe Spongiosa wird in den meisten Krankenhäusern aus einer eigenen oder, aus eine in der Nähe befindlichen Knochenbank eines anderen Krankenhaus bezogen. Die Einrichtung und Unterhaltung einer Knochenbank ist ein bewährtes und sicheres Verfahren (Kuner und Keller, 1986). Da autologe Spongiosa (etwa vom Beckenkamm oder den Rippen) nur in begrenztem Ausmaße zur Verfügung steht, muß man bei zementfreien Austauschoperationen bei größerem Knochensubstanzverlust auf homologe Spongiosa zugreifen können.

In jüngster Zeit wird in Zusammenhang mit der homologen Knochentransplantation auch die Übertragung von AIDS (acquired immune deficiency syndrom), neben dem bekannten Übertragungsrisiko von Hepatitis, diskutiert.

Wichtig bei der Gewinnung von Spenderspongiosa ist nicht nur die absolute Asepsis, sondern auch die serologische Überprüfung des Spenderblutes sowie eine ausführliche Anamnese.

Im Rahmen der Routinekontrollen von Blutkonserven wurde festgestellt, daß die serologische Kontrolle des Spenders nicht absolut zuverlässig ist. Spender, die erst kurzzeitig infiziert sind, sind noch einige Zeit sero-negativ. Die häufig empfohlene Kontrolle nach Ablauf von 6 Wochen ist ebenfalls nicht als 100% sicher zu bezeichnen. Manche Patienten hatten auch nach dieser Zeit noch keine Antikörper gegen den HIV virus gebildet.

In der Praxis ist es so gut wie unmöglich, einen Patienten der gerade aus der stationären Behandlung entlassen worden ist zu einer erneuten Kontrolle des Blutes einzubestellen.

Aus den obengenannten Gründen werden heute wieder zunehmend Knochenbänke geschlossen.

Man sollte bei der Diskussion von pro und contra der homologen Knochentransplantation auch das Alter der Spender mit in die Überlegungen einbeziehen.

Die allgemeine Aussage, daß Knochenmaterial bei negativer Spenderserologie doch infiziert ist, sei ähnlich hoch wie bei infizierten Blutkonserven, ist sicher nicht haltbar.

Jäger gibt das Risiko bei der Übertragung von Blutkonserven mit 1:500.000 bis 1:1.000.000 an (Jäger, 1989).

Das Durchschnittsalter der Blutspender ist mit Sicherheit niedriger als das der Knochenspender.

Durch die Lagerung des Knochengewebes bei Temperaturen von -30 bis -40° Celsius wird das Übertragungsrisiko weiter vermindert. Das HIV Virus

ist labil und wird durch Kälte und Hitze abgetötet.

Solange aber keine absolute Sicherheit besteht, daß bei der homologen Knochentransplantation eine Übertragung von HIV Viren ausgeschlossen ist, muß man die Indikation zur zementfreien Prothesenaustausch mit Spongiosaplastik sehr eng stellen.

Unsere Empfehlung dem Patienten gegenüber ist, auch bei geringen oder keine Beschwerden aber röntgenologisch gesichertem Lockerungsnachweis, eine Austauschoperation zu bedenken. Der Patient sollte schon frühzeitig über die Möglichkeit einer Zunahme des Knochensubstanzverlustes bei Weiterbelastung der gelockerten Prothese aufgeklärt werden.

Trotz der relativ guten Ergebnisse bei Austauschoperationen in unserem Hause, darf man die internationale Entwicklung auf dem Endoprothesengebiet nicht aus den Augen verlieren, um für den Patienten sinnvolle Neuerungen auch weiterhin ins eigene Operationsprogramm aufzunehmen.

8. ZUSAMMENFASSUNG

Eine weltweite Zunahme der totalen Hüftendoprothesen-implantationen hat auch eine Zunahme der Austauschoperationen wegen Prothesenlockerung bedingt. Im Zeitraum vom 1.1.1979 bis 7.7.1987 wurden in der chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Siegen 63 dieser Austauschoperationen vorgenommen. 50 dieser Patienten konnten klinisch und röntgenologisch nachuntersucht werden. Der durchschnittlichen Beobachtungszeitraum betrug 3,4 Jahre. Das Durchschnittsalter der Patienten z.Zt. der Nachuntersuchung betrug 66,4 Jahren.

Alle Patienten wurden vom gleichen Operateur operiert und es wurde ein einheitliches Prothesenmodell eingesetzt.

Die Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung wurden nach dem Schema von Merle d'Aubigné sowie der modifizierte Harris-hipscore beurteilt. Nach Merle d'Aubigné sind die Ergebnisse in dieser Studie bei 34% der Patienten sehr gut, 42% gut, 22% mäßig und 2% schlecht. Nach der modifizierte Harris-hipscore ergaben sich 30% sehr gute, 26% gute, 18% mäßige und 26% schlechte Resultate. Bei der Auswertung der Röntgenbilder ergab sich bei 7 Patienten eine Lockerung der ausgetauschten Pfanne und ebenfalls bei 7 Patienten eine Lockerung des ausgetauschten Schaftes. Bei einem Patienten waren beide Komponenten gelockert. Periartikuläre Verkalkungen wurden bei 68% gefunden, 14% hiervon waren schwere Verkalkungen Grad 2 und 3 nach Arcq.

Sowohl die klinische als auch die röntgenologische Resultate sind mit denen anderer Untersucher vergleichbar.

Die Ergebnisse der in dieser Studie untersuchten Austauschoperationen sind, obwohl schlechter als bei Erstimplantationen, insgesamt als befriedigend zu bezeichnen.

Warscheinlich werden sich Verbesserungen bei den Erstimplantationen, wie neue Operationstechniken, sowie Weiterentwicklung der Zementsorten und Prothesenmodellen, auch positiv auf die Ergebnisse der Austauschoperationen auswirken.

Aus der Erwartung das zementfrei implantierte Austauschprothesen länger halten werden, geht die Tendenz in diese Richtung. Aufgrund der Nachteile, wie längere Immobilisationszeit und evtl. nötiger homologer Spongiosatransplantation, wird man bei älteren Patienten weiterhin zementierte Austauschoperationen durchführen.

Bei jüngeren Patienten in gutem Allgemeinzustand, denen wegen ihren längeren Lebenserwartung möglicherweise noch ein zweite Austauschoperation bevorsteht, überwiegen unserer Meinung nach die Vorteile der zementfreien Austauschoperation.

Wegen der schnelle Zunahme der Knochensubstanzverlusten bei weiterer Belastung einer gelockerten Hüftendoprothese, ist eine frühzeitige Austauschoperation empfohlen.

9. SAMENVATTING

Een wereldwijde toename van het aantal implantaties van totale heupprothesen gaat gepaard met een toename van het aantal wisseloperaties die door protheseloslating noodzakelijk worden.

In de periode 1.1.1979 tot 7.7.1987 werden in de afdeling algemene chirurgie van het Kreiskrankenhaus Siegen 63 van deze wisseloperaties verricht.

50 van deze patienten konden klinisch worden onderzocht, tevens vond een onderzoek van de röntgenfoto's plaats. De gemiddelde leeftijd van deze patienten bij de wisseloperatie was 66,4 jaar. Alle patienten zijn door dezelfde chirurg geopereerd en zonder uitzondering werd hetzelfde prothesetype gebruikt.

De klinische resultaten van het onderzoek werden naar het schema van Merle d'Aubigné en naar de gemodificeerde Harris-hipscore beoordeeld. Naar Merle d'Aubigné gelden 34% als zeer goed, 42% als goed, 22% als matig en 2% als slecht. Naar de gemodificeerde Harris-hipscore is het resultaat bij 30% zeer goed, bij 26% goed, bij 18% matig en bij 26% slecht.

Bij de beoordeling van de röntgenfoto's werden 7 loslatingen van de prothesecup en 7 loslatingen van de prothesesteel geconstateerd. Bij één patient bestond een loslating van beide componenten. Periartikulaire kalkafzettingen werden bij 68% van de patienten gevonden, het betrof in 14% van de patienten graad 2 en 3 naar Arcq.

Zowel de klinische als de röntgenologische resultaten liggen op hetzelfde niveau als de resultaten van andere onderzoekers.

Wisseloperaties geven een redelijk goed resultaat, hoewel beduidend slechter dan het resultaat van primaire operaties.

Waarschijnlijk zullen verbeteringen bij primaire operaties, zoals nieuwe operatietechnieken en een verdere ontwikkeling van cementsoorten en prothesetypen, ook een positieve invloed hebben op de resultaten van wisseloperaties.

Er bestaat een tendens om bij wisseloperaties gebruik te maken van prothesen zonder botcement. Men verwacht dat deze prothesen langer zullen houden.

Vanwege de nadelen van cementvrije wisseloperaties, zoals een langere immobilisatie en de eventueel noodzakelijke homologe spongiosatransplantaties, zal men bij oudere patienten van fixatie met botcement gebruik blijven maken. Bij jongere patienten in goede conditie, die vanwege hun hogere levensverwachting mogelijk nog een tweede wisseloperatie moeten ondergaan, overwegen o.i. de voordelen van cementvrije wisseloperaties.

Doordat botsubstantieverlies versterkt toeneemt indien men met een loszittende prothese blijft doorlopen, moet een tijdige wisseloperatie worden aanbevolen.

10. ANHANG

FRAGEBOGEN

<u>Personalien:</u>	Name:	Geschlecht:
	Vorname:	Geburtsdatum:
<u>Operation:</u>	primär TEP:	<Links> <Rechts>
	Indikation:	
	Modell:	
	Austauschoperation:	
	Indikation:	
	Pfanne:	Eichlerring: []
	Schaft:	Schaftnetz: []
	Komplikationen:	
<u>Anamnese:</u>	Schmerzen	
	keine Schmerzen:	[]
	leichte oder vorübergehende Schmerzen:	[]
	Schmerzen nur nach dem Gehen, bei Ruhe	
	schnell verschwindend:	[]
	Lebhafter, aber erträgliche Schmerzen mit	
	limitierter Aktivität:	[]
	Lebhaft, jede Aktivität verhindernde	
	Schmerzen beim Gehen:	[]
	Sehr lebhaft, den Schlaf vermindern	
	Schmerzen:	[]
	Sehr lebhaft und kontinuierlich:	[]
	Gehfähigkeit	
	normales gehen möglich:	[]
	leichtes Hinken ohne Stock:	[]
	Stock bei längere Spaziergang,	
	limitiert ohne Stock, Hinken:	[]
	Mit einem Stock weniger als 1 Stunde,	
	sehr schwierig ohne Stock:	[]
	Nur mit 2 Stocken:	[]
	Nur mit 2 Gehstützen:	[]
	gehen unmöglich:	
	Gehstrecke	
	keine oder nur in und um die Wohnung:	[]
	bis 500 Meter:	[]
	bis 1000 Meter:	[]
	bis 3 Kilometer:	[]
	über 3 Kilometer:	[]
	eine Stunde oder länger:	[]
	eine halbe Stunde:	[]
	ein viertel Stunde:	[]
	nur in und um die Wohnung:	[]

Treppensteigen

normal: []
mit Geländer []
mit andere Methode: []
unmöglich: []

Sitzen

auf jeden Stuhl, eine Stunde: []
auf hohen Stuhl, eine halbe Stunde: []
nicht möglich eine halbe Stunde zu sitzen:[]

Anziehen von Schuhen oder Socken

leicht: []
schwer: []
unmöglich: []

**Autofahren,
oder öffentliche Verkehrsmittel benutzen**

möglich: []
unmöglich: []

Fehlen von Verunstaltungen

ohne funktionelle Störung: []
mit funktionelle Störung: []

**Wie beurteilen Sie die Beweglichkeit
im Hüftgelenk:**

gut: []
mäßig: []
schlecht: []

Befund:

Flexion, Extension: _____
Abduktion, Adduktion: _____
Innen-, Außenrotation: _____

11. LITERATURVERZEICHNIS

Almby, B., T. Hierton:

Total hip replacement: 10 year follow-up of an early series.
Acta Orthop. Scand. 53: 398-406, 1982

Amstutz, H. C., M. Steven, Riyaz H. Jinnah, Larry Mai

Revision of aseptic loose total hip Arthroplasties.
Clin Orthop. and Rel. Res. 170: 21-33, 1982

Amstutz, H. C., D. Kilgers, M. Kabo, F. Dorey:

Porous surface replacement of the hip with chamfered-cylinder component.
Arch. Orthop. trauma. Surg. 107: 73-85, 1988

Arajärvi, E., S. Santavirta:

Revision arthroplasty of the hip joint.
Arch. Orthop. trauma. Surg. 106: 152-156, 1987

Arcq, M.:

Die paraartikulären Ossifikationen - eine Komplikation der
Totalprothese des Hüftgelenks.
Arch. Orthop. Unfall-Chir. 77: 108-131, 1973

Beckenbaugh, R.D., D.M. Ilstrup:

Total hip arthroplasty.
J. Bone Joint Surg. 60-A: 306-313, 1978

Biehl, G., H. Meßler:

Erfahrungen mit der Keramikschaubpfanne nach Mittelmeier bei
Austauschoperationen gelockerter Endoprothesen.
Z. Orthop. 125: 473-479, 1987

Bittar, E.S., W. Petty:

Girdlestone arthroplasty for infected total hip arthroplasty.
Clin. Orthop. and Rel. Res.170: 83-87, 1982

Bösch, P., H. Kirsten, K. Zweymüller:

An Analysis of 119 Loosenings in total hip endoprotheses.
Arch. Orthop. Traumat. Surg. 96: 83-90, 1980

Bösch, C.P., H. Harms, F. Lintner:

Zur Toxizität der Knochenzementbestandteile.
In "Knochenzement", H.G. Willert und G. Buchhorn
Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopedie; Bd.31:87-89
Hans Huber, Bern Stuttgart Toronto 1987

Bossung, C.:

Verlaufsbeobachtungen bei 173 ausgetauschten
Totalendoprothesen des Hüftgelenks.
Diss. Mainz 1984

Brill, W., B.-D. Katthagen:

Die Grenzschicht zwischen Hydroxylapatit-Keramik und
neugebildetem Knochen im Rasterelektronenmikroskop.
Z. Orthop.125: 183-188, 1987

Broughton, N.S., N. Rushton:

Revision hip arthroplasty.
Acta Orthop. Scand. 53: 923-928, 1982

Callaghan, J. J., E. A. Salvati, P.M. Pellici, P.D. Wilson, C.S. Ranawat:

Results of revisions for mechanical failure after cemented total hip
replacements, 1979-1982.
J. of Bone Joint Surg. 67-A: 1074-1085, 1985

Chandler, H.P., F.T. Reineck, R.L. Wixson, J.C. McCarthy:

Total hip replacement in patients younger than 30 years old.
J. Bone and Joint Surg. 63-A: 1426-1429, 1981

Charnley, J.:

The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip
performed as a primary intervention
J. Bone and Joint Surg. 54-B: 61-76, 1972

Cotta, h.:

Der totale Hüftgelenkrsatz.
Georg Thieme, Stuttgart, 1973

Dustmann, H.O., Godolias, G.:

Erfahrungen mit der zementfreien Implantation der Zweymüller/
Endler und Zweymüller-Hüftgelenks-totalendoprothese.
Z. Orthop. 126: 314-325, 1988

Eftekhar, N.S., G.I. Tzitzikalakis:

Failures and reoperations following low-friction arthroplasty of the
hip.
Clin. Orthop. and Rel. Res. 211: 65-78, 1986

Ehrenpfordt, A.:

Wechseloperationen beim Hüftgelenkrsatz
Diss. Jena 1984

Ejsted, R., N.J. Olsen:

Revision of failed total hip arthroplasty.
J. Bone and Joint Surg. 69-B: 57-60, 1987

Engh, C.A., J.D. Bobyn, A.H. Glassmann:

Theory and practice of cementless revision total hip arthroplasty.
In "The Hip", 14 th. meeting of the Hip Society 1986, 271-317.
The C.V. Mosby Company 1987

Freeman, M.A.R., G.T. Railton:

Die zementlose Verankerung in der Endoprothetik.
Orthopäde 16: 206-219, 1987

Friedebold, G.:

Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes.
In "Hüftgelenksendoprothetik", R. Rahmzadeh und
M. Faensen
Springer Verlag 1984

Galante, J.:

The need for a standardised system for evaluating results of total hip
surgery.
Editorial, J. of Bone and Joint surg., 67-A, 511-512, 1985.

Geesink, R.G.T.:

Hydroxyl-apatite coated Hip implants.
Diss. Maastricht 1988

Godolias, G., H.O. Dustmann:

Periartikuläre Ossifikationen nach zementfreier Implantation der
Totalendoprothese nach Zweymüller-Endler.
In "Das zementfreie Hüftendoprothesensystem Zweymüller-
Endler", Hsg: K. Zweymüller
Facultas Universitätsverlag 1986

Griss, P., M.H. Hackenbroch, M. Jäger, B. Preussner, Th. Schäfer, R.

Seebauer, W. van Eimeren, W. Winkler:
Findings on total hip replacement for ten years.
Akt. Probl. Chir. Orthop. Bd. 21
Huber Verlag, Bern Stuttgart Vienna, 1982

Hackenbroch, M.H.:

Möglichkeiten und Grenzen des Prothesenaustausches am Hüft-
und Kniegelenk.
Z. Orthoped. 117 457-460 1979

Henßge, E.J., Etspüler, R., Thomas, W.:

113 Reoperationen wegen Endoprothesenlockerung.
Z. Orthoped. 120 244-249 1982

Hoffmann, F.:

Spezielle Problematik bei Austauschoperationen gelockerter
Zementprothesen mit dem System Zweymüller-Endler.

In "Das zementfreie Hüftendoprothesensystem Zweymüller-Endler", Hsg: K. Zweymüller
Facultas Universitätsverlag 1986

Hoogland, T., C. Dean Razanno, K.E. rks, A.H. Wilde:
Revision of Müller total hip arthroplasties.
Clin. Orthop. and Rel. Res. 161: 180-185, 1981

Hunter, G.A., R.P. Welsh, H.U. Cameron, W. H. Bailey:
The result of revision of total hip arthroplasty.
J. Bone and Joint Surg. 61-B: 419-421, 1979

Ilstrup, D.M., M.B. Coventry:
Factors influencing the results in 2012 total hip arthroplasties.
Clin. Orthop. 95: 250-262, 1973

Johnsson, R., K.G. Thorngren, B.M. Persson:
Revision of total hip replacement for primary osteoarthritis.
J. Bone and Joint Surg. 70-B: 56-62, 1988

Johnston, R.C., R.D. Crowninshield:
Röntgenologic results of total hip arthroplasty.
Clin. Orthop. Rel. Res. 181: 92-98, 1983

Kavanagh, B.F., D.M. Ilstrup, R.H. Fitzgerald:
Revision total hip arthroplasty.
J. Bone and Joint Surg. 67-A: 517-526, 1985

Kavanagh, B.F., R. H. Fitzgerald:

Multiple revisions for failed total hip arthroplasty
not associated with infection.

J. Bone and Joint Surg. 69-A: 1144-1149, 1987

Kohlmann, S.:

Die Bedeutung der Pfanneneingangsebene nach künstlichen
Hüftgelenkersatz.

Diss. Mainz 1987

Kranz, C., A. Voorhoeve:

Spannungsanalyse der Trichternetz-Zement-Konstruktion des
totalen Hüftgelenkersatzes mit Hilfe eines vereinfachten Finite-
Elemente-Modells.

Biomed. Technik, 27: 16-23, 1982

Kuner, E.H., H. Keller

Knochenbank

Orthopäde 15: 16-21, 1986

Lintner, F., P. Bösch, G. Brand:

Gewebeschäden durch PMMA-Knochenzement.

In "Knochenzement", H.G. Willert und G. Buchhorn

Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie; Bd.31

Hans Huber Verlag, Bern Stuttgart Vienna, 1987

Lintner, F., G. Böhm, P. Bösch, G. Brand, M. Endler, K. Zweymüller:

Ist hochdichtes Polyäthylen als Implantatmaterial zur zementfreien
Verankerung von Hüftendoprothesen geeignet?

Z. Orthop. 126: 688-692, 1988

Merle d'Aubigne, R., M. Postel:

Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis.

J. of Bone and Joint Surg., 36-A: 451-475, 1954

Mittelmeier, H., J. Heisel, E. Schmitt:

Hüftgelenkersatz bei jungen Menschen unter 40 Jahren.

Z. Orthop. 126, 304-313, 1988

Miley, G.B., A.D. Scheller, R.H. Turner:

Medical and surgical treatment of the septic hip with one-stage revision arthroplasty.

Clin. Orthop. and Rel. Res. 170: 76-82, 1982

Mohr, C.:

Prothesenaustausch im Bereich des Hüftgelenkes, Indikationen und Ergebnisse.

Diss. Mainz 1984

Morscher, E, A. Schmassmann:

Failures of total hip arthroplasty and probable incidence of revision surgery in the future.

Arch. Orthop. Traumat Surg. 101: 137-143, 1983

Morscher, E.:

Zukunft der Hüftendoprothetik mit oder ohne Zement.

Swiss Med 9: 27-44, 1987

Morscher, E.:

Erfahrungen, Anforderungen und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen.

Orthopäde 16: 185-196, 1987

Müller, K.H., E.M. Müller:

Lokale Komplikationen nach totalem Hüftgelenkersatz.

Unfallheilkunde 84: 444-457, 1981

Nederveen, A.:

De behandeling van de verse dijhsalsbreuk met de arthroplastiek volgens Judet. Indikaties en resultaten.

Diss. Amsterdam 1956

Oberthaler, W., R. Bauer, K. Sattler:

Results of alloarthroplasty of the hip joint.

Arch. Orthop. Traumat. Surg. 96:247-258, 1980

Older, J.:

A tribute to Sir John Charnley (1911-1982)

Clin. Orthop. and Rel. Res. 211: 23-29, 1986

Older, J.:

Low-friction arthroplasty of the hip.

Clin Orthop. and Rel. Res. 211: 36-42, 1986

Olsson, S., Jernberger, A., Tryggö, D.:

Clinical and radiological long-term results after Charnley-Müller total hip replacement.

Acta orthop.scand. 52, 531-542, 1981

Osborn, J.F.:

The biological behaviour of the hydroxyl-apatite ceramic coating on a titanium stem of a hip prosthesis.

Biomed Technik 32: 177-183, 1987

Parhöfer, R., W. Mönch:

Zementlose Reoperation gelockerte Hüftprothesen.

In "Primär und Revisionsalloarthroplastiek"

Hsg.: Endo-Klinik Hamburg

Springer, Berlin Heidelberg, 1987

Pellicci, P.M., P.D. Wilson, C.B. Sledge, E.A. Salvati,

C.S. Ranawat, R. Poss:

Revision total hip arthroplasty.

Clin Orthop. and Rel. Res. 170: 34-41, 1982

Pellicci, P.M., P.D. Wilson, C.B. Sledge, E.A. Salvati,

C.S. Ranawat, R. Poss, J.J. Callaghan:

Long-term results of revision total hip replacement.

J. Bone and Joint Surg. 67-A: 513-516, 1985

Refior, H.J., R. Parhöfer, M. Ungethüm, W. Blömer:

Special problems of cementless fixation of total hip-joint endoprosthesis with reference to the PM-type.

Arch Orthop Trauma Surg. 107: 158-171, 1988

Ritschl, P., K. Zweymüller, G. Lukeschitsch:

Analyse und Ergebnisse nach Austauschoperation von gelockerten zementierten Hüftendoprothesen.

Z. Orthop. 124: 256-261, 1986

Ritter, G., A. Grünert, C.H. Schweikert:

Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der
Hüftendoprothesen.

Arch. Orthop. Unfall-Chir. 77: 154-164, 1973

Ritter, G.:

Die Zuggurtungsprothese.

Arch. Orthop. Unfall-Chir. 86: 1-14, 1976

Rossak, K., K.E. Brinkmann:

Preliminary report on the cementless insertion of ceramic
prosthesis in exchange for loosened total endoprosthesis.

Z. Orthop. 115: 290-299, 1977

Rosso, R.:

Five-year review of the isoelastic RM total hip endoprosthesis.

Arch Orthop Trauma Surg. 107: 86-88, 1988

Ruckelshausen, M.C.:

Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen.

In "Der totale Hüftgelenkrsatz", Cotta und Schulitz

Georg Thieme Stuttgart, 1973

Runkel, M.:

Vergleichende Untersuchungen einer zementfrei implantierten
Hüftendoprothese nach Judet mit herkömmlichen einzementierten
Hüftprothesen.

Diss. Mainz 1984

Salvati, E.A., P.D. Wilson, M.N. Jolley, F. Vakili,

P. Aglietti, G.C. Brown:

A ten-year follow-up study of our first one hundred consecutive
Charnley total hip replacements.

J. Bone and Joint Surg. 63-A: 753-767, 1981

Savvidis, E., F. Löer:

Zur Operationstechnik bei der Femurschaftfensterung im Rahmen
von Revisions-Operationen nach Hüftgelenk-Totalendoprothesen.

Z. Orthop. 127: 228-236, 1989

Schneider, R.:

Die Totalprothese der Hüfte.

Hans Huber Verlag, Bern Stuttgart Wien, 1982

Sodemann, B., P-E. Persson, O.S. Nilsson:

Prevention of periarticular heterotopic ossification following total
hip arthroplasty.

Arch Orthop Trauma Surg. 107: 329-333, 1988

Söballe, K., F. Christensen:

Improved cementation in total hip replacement.

Arch Orthop Trauma Surg. 107: 50-53, 1988

Suezawa, Y., Dietschi, C.:

Prothesenwechsel am Hüftgelenk.

Z. Orthop. 115, 159-167, 1977

Sutherland, C.J., A.H. Wilde, L.S. Borden, K.E. Marks:

A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties.

J. Bone and Joint Surg. 64-A: 970-982, 1982

Thomas, B.J., H.C. Amstutz:

Prevention of heterotopic bone formation: clinical experience with diphosphonates.

In "The Hip" 14 th. meeting of the Hip Society 1986, S. 59-69

The C.V. Mosby Co. 1987

Ungethüm, M., W. Blömer:

Technologie der zementlosen Hüftendoprothetik.

Orthopäde 16: 170-184, 1987

Ungethüm, M., W. Blömer:

Biomechanische Aspekte zementfreie Hüftpfannen-Implantate mit Schraubverankerung.

Med. Orthop. Techn. 6, 1986

Ungethüm, M., U. Fink:

Bioaktive Werkstoffe.

Z. Orthop. 126: 697-708, 1988

Wallensten, R., E. Olssen:

Rearthroplasty of the hip joint.

Acta Orthop. Scand. 53: 273-277, 1982

Weller, S.:

Operationstechnische Probleme beim Prothesenwechsel.

In "Hüftgelenksendoprothetik", Hsg.: R. Rahmanzadeh und M. Faensen.

Springer, Heidelberg, 1984

Willert, H.G.:

Die Zerrüttung des Zementkochers.

In "Knochenzement", H.G. Willert und G. Buchhorn

Akt. Probleme in Chirurgie und Orthopedie; Bd.31

Hans Huber Verlag, 1987

Wroblewski, B.M.:

15-21-year results of the Charnley low-friction arthroplasty.

Clin. Orthop. and Rel. Res. 211: 30-35, 1986

Wroblewski, B.M.:

One-stage revision of infected cemented total hip arthroplasty.

Clin. Orthop. and Rel. Res. 211: 103-107, 1986

Zippel, J., M. Meyer-Ralfs:

Themistocles Gluck 1853-1942

Wegbereiter der Endoprothetik.

Z. Orthop. 113: 134-139, 1977

Zweymüller, K., W. Ramach:

Austauschoperationen gelockerter Zementprothesen.

In "Das zementfreie Hüftendoprothesensystem Zweymüller-Endler", Hsg: K. Zweymüller, S. 248-260

Facultas Universitätsverlag 1986

LEBENS LAUF ROBERT ALEXANDER DROOG

Am 3. September 1957 in Amsterdam als Sohn der Eheleute Johannes Augustinus Droog, Chirurg und Thea Droog-Cobet, Lehrerin.

1970 - 1976	Scholengemeenschap "de Breul" in Zeist	
Juni 1976	Eindexamen Atheneum B (Abitur)	
September 1976	Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Reichsuniversität Utrecht	
15 Oktober 1979	Absolvierung des "kandidaatsexamen"	
3 September 1982	Absolvierung des "Doctoraalexamen"	
16 Dezember 1983	Absolvierung des "Artsexamen"	
Juni 1984	Umsiedlung nach Siegen	
24 September 1984	Erteilung der Approbation als Arzt	
1 Juli 1984 - 30 Juni 1985	Assistenzarzt in der urologischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Siegen (Chefarzt Dr. F. Hamann)	
7 Juni 1985	Heirat mit Janneke Droog-Mallant	
1 Juli 1985 - 31 Dezember 1989	Assistenzarzt in der Chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Siegen (Chefarzt Dr. R. Schultze)	
Seit 1 Januar 1990 chirurgischen Abteilung der Unfallklinik	Assistenzarzt in der Unfall- Berufsgenossenschaftliche Duisburg-Buchholz (Ärztl. Direktor Prof. Dr. G. Hierholzer)	chi
3 Juli 1986	Geburt des Sohnes Sander	
5 September 1987	Geburt des Sohnes Bart	
19 Juli 1989	Geburt der Tochter Nienke	

Herrn Professor Dr. J. Ahlers danke ich für die Überlassung des Themas und für die Anregungen und Ideen bei der Erstellung dieser Arbeit.

Herrn Dr. F. Hamann danke ich besonders, seine Stimulanz hat mich dazu gebracht diese Arbeit, in der als Assistenz-Arzt und Familienvater sehr geringen Freizeit, zu erstellen.

Herrn Dr. R. Schultze danke ich für die Bereitstellung der Daten aus seinem Krankengut. Auch möchte ich mich an dieser Stelle für die umfangreiche Ausbildung in seiner Abteilung bedanken.

Herrn Dr. H. Amid danke ich für die eingehende Gespräche und die Vermittlung seiner praktischen Fähigkeiten die er mir so geduldig gezeigt hat. Sein Interesse und die besondere Kenntnisse der Hüftendoprothetik hat mich zur Auswahl dieses Themas bewogen.

Herrn Dr. A. Röder danke ich für seine aufmerksame Zuweisung der ambulanten Patienten.

Herrn Dr. H. Hillger danke ich für die Anfertigung und Überlassung der Röntgenbilder.

Dr. Mathias Buschhaus und Dieter Dettmann danke ich besonders für die Korrekturen. Ich weiß daß es nicht einfach war meine holländisch-deutsche Übersetzung in die hier vorliegende Form zu übertragen.

Meiner Schwester Françoise Droog danke ich für die Hilfe bei der Beschaffung mancher Literaturstellen aus niederländischen Bibliotheken.

